

# **EROSION OF SURFACE USING LASER**

**Publication number:** JP6181944 (A)

**Publication date:** 1994-07-05

**Inventor(s):** JIYON MAASHIYARU; ANTONI RABERU REIBUN; UORUTA TEII UERUFUODO; KAREN MAAGARETSUTO MONTGOMERI +

**Applicant(s):** SAMITSUTO TECHNOL INC +

**Classification:**

- international: **A61B18/20; A61F9/00; A61F9/007; A61F9/01; B23K26/00; B23K26/06; B23K26/073; G02B5/00; A61B17/00; A61B17/30; A61F9/008; A61B18/20; A61F9/00; A61F9/007; B23K26/00; B23K26/06; G02B5/00; A61B17/00; A61B17/30; (IPC1-7): A61B17/36; A61F9/00; B23K26/00; B23K26/06**

- European: **A61F9/01; B23K26/06B4; G02B5/00A**

**Application number:** JP19930076058 19930401

**Priority number(s):** GB19850022630 19850912; GB19860004405 19860221

**Also published as:**

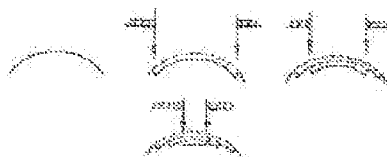
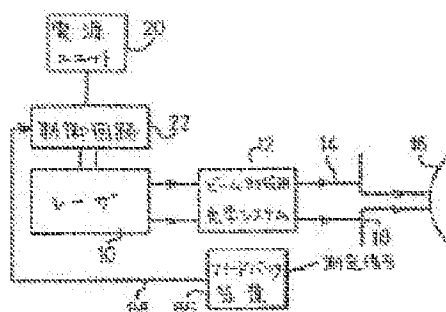
JP7121268 (B)  
EP0224322 (A1)  
EP0224322 (B1)  
US4941093 (A)  
JP62109565 (A)  
JP7041048 (B)  
JP6181945 (A)  
CA1279103 (C)  
AU6241486 (A)  
AU606315 (B2)

<< less

## **Abstract of JP 6181944 (A)**

**PURPOSE:** To to localize a surface exactly and to cause a desired change to the surface shape by providing a beam area control, including a means to change optically a size in the irradiation surface area to where the pulse laser energy is fed, and by providing a image forming means to form an opening image on the surface. **CONSTITUTION:**

The laser 10 light-outputs into the optical system 12 for forming the beams, by which the single light color beams are generated. The beams 14 are sent into a subject to be shaped up, for instance, cornea 16. An opening 18 is made between this optical system 12 and the cornea 16 surface, whose size determines an area of the object. The laser 10 is activated by the power supply unit 20 and via the control circuit 22.; For changing this opening, for instance, the larger the opening 18 is, the relatively larger an area is removed, while reducing the opening area results in a narrower shape-up area caused by the subsequent pulses. Further reducing the opening 18 area results in removing a further narrower area. This results almost in a flat surface shape.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-181944

(43)公開日 平成 6 年(1994) 7 月 5 日

(51)Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 F 9/00	3 1 1	8119-4C		
A 6 1 B 17/36	3 5 0	7507-4C		
B 2 3 K 26/00		C 7425-4E		
26/06		E 7425-4E		

審査請求 有 発明の数 5 (全 38 頁)

(21)出願番号 特願平5-76058  
(62)分割の表示 特願昭61-215589の分割  
(22)出願日 昭和61年(1986) 9 月12日

(31)優先権主張番号 8 5 2 2 6 3 0  
(32)優先日 1985年 9 月12日  
(33)優先権主張国 イギリス (G B)  
(31)優先権主張番号 8 6 0 4 4 0 5  
(32)優先日 1986年 2 月21日  
(33)優先権主張国 イギリス (G B)

(71)出願人 593072440  
サミット・テクノロジー・インコーポレイ  
テッド  
アメリカ合衆国02172マサチューセッツ州  
ウォータータウン、クーリッジ・アベニュー  
150

(72)発明者 ジョン・マーシャル  
イギリス国ハンツ、ファーンボロ、シー  
ダ・ロード、27、ワイルデイカ (番地な  
し)

(74)代理人 弁理士 倉内 基弘 (外 1 名)

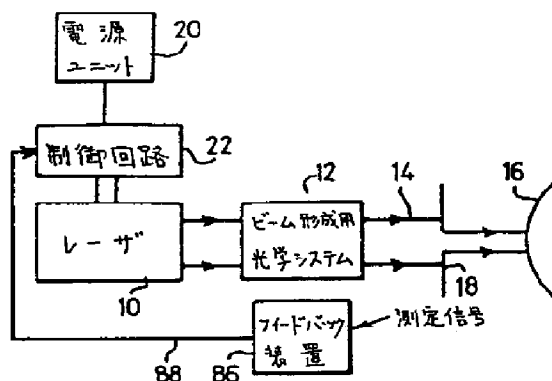
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 レーザを使用する表面のエロージョン

(57)【要約】

【目的】 ビームの大きさの変化にかかわらずビーム断面の密度が一定かつ一様あるようなレーザシステムを提供する。

【構成】 本発明のレーザシステムは、ビームを発生するレーザ手段と、レーザに対して表面を位置付ける支持手段と、一定光度のレーザビームを発生するためのビーム形成手段と、パルスレーザのエネルギーが送給される表面の面積の大きさを光学的に変化させるための光学的手段を含むビーム面積制御手段とから構成される。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 表面でパルスが吸収されて光学的切除をなしうるエネルギーレベルのレーザ光の前記パルスを、ビーム路に沿って生成するレーザ手段と、前記表面を前記レーザ手段に対して位置せしめるための支持手段と、

開口をもち、パルスレーザのエネルギーが送給される表面の照射面積の大きさを光学的に変化させるための光学的手段を含む、前記レーザビーム路に沿って配置されたビーム面積制御手段と、

表面上に前記開口の像を形成するするための像形成手段と、

を備えたことを特徴とする表面をエロージョン（*erosion*：削摩）するためのレーザシステム。

【請求項2】 前記パルスが送給される表面の領域の形状を変化させるための光学的なビーム賦形手段をさらに備えた特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項3】 前記レーザ手段がパルス化されるエキシマレーザ手段である特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項4】 前記ビーム面積制御手段が、さらに、前記レーザ手段によって提供されるレーザビームを受け入れ、開口（*aperture*）を通して通過せしめることによってビームを賦形するビーム賦形手段であって、レーザビームのほぼ光学軸に配置され、前記光学軸に沿って移動して開口を通して通過するビームの横断面領域を変化させるビーム賦形手段を備えている、特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項5】 前記ビーム賦形手段の開口の像をエロージョンされるべき表面に焦点合わせするための焦点合わせ手段を、さらに備えた特許請求の範囲第4項記載のレーザシステム。

【請求項6】 対象物の表面への光路に沿って光学的切除をなすパルスレーザエネルギーのビームを送給するように動作するレーザ手段に対して、該表面を位置せしめる段階と、

前記光路に沿って配置された開口と調節手段とをもつビーム面積制御手段を動作して光学的に前記ビームを制御して、各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持しながら、該表面に可変の横断面領域のパルスレーザのエネルギーを送給する段階と、前記ビーム面積制御手段の開口の像を前記表面上に形成する段階と、

を備えたことを特徴し、

それにより各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザビームが照射される面積の大きさにかかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、

レーザエネルギーにより人間以外の対象物の表面をエロージョンする方法。

【請求項7】 前記パルスが送給される該表面の領域の形状が制御下で調節され、それによってパルスによりエロージョンされる領域の形状を選択するようにした特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項8】 前記パルスによりエロージョンされるべき領域の面積が前記レーザを動作させる段階の間で制御下において変化せしめられる特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項9】 前記エロージョンされるべき領域の面積を調節する段階に続いて、エロージョンされるべき前記領域の面積が前記レーザを動作させる段階の間に実質的に一定に保持される特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項10】 表面をエロージョンし、それによって表面を形状付け、あるいは再成形するレーザシステムであって、

エロージョンされるべき表面を光学軸に対して位置せしめる、あるいは逆に、光学軸をエロージョンされるべき表面に対して位置せしめる、支持手段と、

レーザ光源からのエネルギーを前記光学軸に沿って表面に伝達するためのビーム送給システムと、

表面に適応されるレーザパルスのエネルギーを生成するための、レーザ光源、電源、および関連する制御回路と、

各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定保持しながら、パルスレーザのエネルギーが適応される表面の面積の大きさを光学的に制御するための光学的制御手段を備え、それによって、表面の選択された範囲の切除を大きくあるいは小さくし、開口を持ちレーザパルスのエネルギーが送給される表面上の照射面積の大きさを光学的に変化するための光学的手段を有する、前記光学軸に沿って配置されたビーム面積制御手段と、表面上の前記開口の像を形成するための像形成手段と、を備えたことを特徴し、

そのために各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザビームが照射される面積の大きさにかかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、

を備えたことを特徴とする表面をエロージョンするレーザシステム。

【請求項11】 光学素子の表面形状の関数であるパラメータを測定するための測定装置と、前記パラメータに対する所望の値を定義する入力を定義する手段と、

前記パラメータの測定値と前記所望の値とを比較して、それによって、フィードバック信号を導き出す比較手段と、

制御信号生成回路手段であって、前記比較手段から得られたフィードバック信号から、レーザ制御信号を生成し、前記制御信号から、レーザ制御信号を生成し、前記

制御信号が前記パルスレーザが適応される表面の領域を決定することを可能とし、それによって、光学素子のパラメータの所望する値を得る、前記制御信号生成回路手段と、

をさらに備えた、前記表面が光学素子の表面であるときに使用される特許請求の範囲第10項記載のレーザシステム。

【請求項12】 前記表面に適応されるパルスレーザのエネルギー密度が角膜組織に切除のためのしきい値以上であり、角膜組織の切除の飽和レベルより実質的に高い特許請求の範囲第10項記載のレーザシステム。

【請求項13】 前記ビーム送給システムが平凹光学素子を備え、それによりビーム部分が広がり、ビーム強度が減少した中間領域を残す特許請求の範囲第10項記載のレーザシステム。

【請求項14】 前記ビーム面積制御手段が上流および下流に第1および第2のズームシステムを備えた光学絞りを含み、前記ズームシステムが同時の調節のために結合されている特許請求の範囲第10項記載のレーザシステム。

【請求項15】 対象物の表面を、パルスレーザのエネルギーを表面へ送給するように動作するレーザ源に対して位置せしめる段階と、レーザ源が光路に沿ってパルス送出し、そのレーザ光が対象物の表面に照射される段階と、前記光路に沿って配置された開口と調節手段とをもつビーム面積制御手段を動作して、光学的に前記ビームを制御して各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持しながら、該表面に可変の横断面領域のパルスレーザのエネルギーを送給し、それによって、各パルスに対する単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持すると同時に、表面の領域をより広いあるいはより狭い範囲で選択的に露光し、表面の所望するエロージョン成形を達成する段階と、前記ビーム面積制御手段の開口の像を表面上に形成する段階と、を備えたことを特徴し、それにより各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザビームが照射される面積の大きさにかかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、人間以外の対象物の表面をエロージョンする方法。

【請求項16】 対象物の表面に照射されるレーザエネルギーが表面を形成する物質によって吸収されて、吸収されずに残留して表面の下に物質を貫通し影響を及ぼす僅かのエネルギーしか存在しないように、あるいはそのようなエネルギーが全く存在しないように、レーザの波長が選択された特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項17】 パルスエネルギーが表面の選択された

重複する範囲に指向せしめられ、それによって、ある時間期間が経過するまで、表面の異なった範囲がレーザ源から異なったエネルギー量で露光され、表面に差別的なエロージョンを生成する特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項18】 表面に放射されるパルスレーザのエネルギー密度が、切除のためのしきい値よりも大きく、対象物の物質の切除のための飽和レベルより実質的に大きくない特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項19】 エロージョンプロセス中に、ガス流が表面に導入されてレーザビームと表面との相互作用から生じる残渣を除去する段階をさらに備えた特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項20】 前記ガスが窒素である特許請求の範囲第19項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項21】 眼の角膜の薄い表面層でパルスが吸収されて光学的切除をなすエネルギーレベルのレーザ光の前記パルスのビームを、光路に沿って生成するレーザ手段と、

前記眼を前記レーザ手段に対して位置せしめるための支持手段と、

開口と、パルスレーザのエネルギーが送給される表面上の照射される領域の大きさを光学的に変化させるためのビームを形成する光学的手段とを含む、前記レーザビーム光路に沿って配置されたビーム面積制御手段と、前記開口の像を前記表面上に形成するための像形成手段と、

を備えたことを特徴とする眼の角膜の表面を変形させるための角膜再成形システム。

【請求項22】 前記レーザ手段が波長193nmの紫外線レーザ光のパルスを生成するエキシマレーザ手段である特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項23】 前記レーザ手段が0.1~1.0ジュール/cm<sup>2</sup>の範囲のエネルギーレベルのレーザ光のパルスを生成する特許請求の範囲第22項記載の角膜再成形システム。

【請求項24】 前記眼の前記レーザ手段に対して位置せしめるための支持手段が、さらに、前記眼を固定することができる真空クランプを備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項25】 前記ビームを形成する光学的手段が、さらに、複合のズームレンズ配列を備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項26】 前記ビームを形成する光学的手段が、さらに、相補的な円錐形のレンズを備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項27】 前記ビームを形成する光学的手段が、さらに、相補的な鏡状の表面を備えた特許請求の範囲第

21項記載の角膜再成形システム。

【請求項28】 レーザ光に露光される表面を検査し、前記表面の検査に応答してレーザ手段に制御信号を生成するためのフィードバック監視手段をさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項29】 最初に、所望する最終的な形状が入力され、また、処理中に、それまでに達成された再成形の範囲に関する測定されたデータが入力され、そして、少なくともレーザ手段を制御する制御信号を出力する、マイクロプロセッサをさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項30】 切除処理中に残渣を除去するために角膜表面にガス流を導入する手段をさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】＜産業上の利用分野＞本発明はレーザ、特にパルスレーザを使用して例えば表面を付形するような表面にエロージョンを施すための装置および方法に関する。

【0002】＜従来の技術＞製品の表面にエロージョンを施すためにレーザ源を使用する方法は知られている。本発明の1つの目的はそのような方法および装置を改良し、上記技術が敏感な表面に適用できるようにすること、特に下側の層に影響を与えることが望ましくない物体に適用できるようにすることである。

【0003】医学の分野において、ある形式の近視の治療法として知られた技術は目の下面層であるコラーゲンの一区分を外科的に除去し、この除去したコラーゲンの一区分を例えば外科的研削によつて再整形し、この再整形した区分を目の中に戻すということである。目はこの再整形されたコラーゲン層をおおう外側細胞層の矯正によつて直る。別の方法としては、角膜の層が皮弁（フラップ）として切開され、人工あるいは提供者の水晶体インプラントが皮弁の下側に挿入され、この皮弁が再び縫合されるものである。

【0004】本発明の他の目的は目の角膜を整形するための改良された、創傷の少ない方法および装置を提供することである。提供者の目の角膜の一区分を患者の目に移植する角膜の移植を行なうことも知られている。移植された提供者の角膜は患者の目に縫合されなければならないが、偶然ではあるが糸のあるものがかたすぎるがしばしばあり、これが手術後の角膜に屈折力の誤差を生じさせる。現在のところ、これら屈折力の誤差を除去する方法が2つある。両方とも患者の目が直るまで待つ必要がある。1つの方法では移植手術が再度行なわれる。他方の方法では角膜の形状を変えるために弛緩切開が角膜に行なわれる。

【0005】本発明の他の目的は角膜の移植手術中に導入される屈折力の誤差を直すための改良された、創傷の少ない方法および装置を提供することである。角膜から

潰瘍物質を削り取るることによつて角膜潰瘍を処置することは知られている。しかしながら、これは潰瘍細胞を広げる傾向がある。その上、削り取ることは滑らかな下側表面を残さないことになるので、その後矯正する角膜表面層は完全には透明にならない可能性があり、また再び潰瘍化する傾向もある。

【0006】本発明の他の目的は目に潰瘍細胞を広げない、かつ潰瘍細胞の除去後に滑らかな表面を残す角膜潰瘍を除去するための方法および装置を提供することである。切開用手術用具として「レーザメス」と呼ばれているレーザビームを使用することは近年知られている（例えば、米国特許第3,769,963号参照）。1980年に、最近開発されたエキシマレーザに露出させることによつて角膜上皮が受ける損傷についての研究が行なわれた（タボアダ等の「レスポンス・オブ・ザ・コーニアル・エピセリウム・ツウ・Krfエキシマ・レーザ・パルス」ヘルス・フィジックス1981年第40巻第677〜683頁参照）。その期間においては、角膜の外科手術は通常、ダイヤモンドまたはスチールのナイフまたはかみそりを使用して行なわれており、その上、このような技術は依然として研究されていた（例えば、バインダー等の「リフラクティブ・ケラトプラスティ」アーキテクチュアル・オフサルモロジー1982年5月第100巻第802頁参照）。角膜の手術において物理的切開用具を使用すること、および皮弁の下側ヘインプラントを挿入することは広く実行され続けており、技術がさらに今日まで開発され続けている（例えば、「リフラクティブ・ケラトプラスティ・インブルーブス・ウィズ・ポリサルホン、ポケット・インシジョン」オフサルモロジー・タイムス、1986年7月1日参照）。

【0007】エキシマレーザからのビームにより角膜上を走査することによつて角膜の1つまたはそれ以上の領域の光分解切除を行なうことがエル・エスペランスのヨーロッパ特許出願第0151869号において提案されている。この特許出願では走査手段を使用するため、レーザビームを代表的には0.5mm×0.5mmの寸法の丸みのある正方形のような小さなスポットにする必要がある。上記した標準の寸法および形状をつくること以外には、スポットの寸法あるいは形状を変えるまたは制御するべきであるということについての示唆はなく、実際に、エル・エスペランスのシステムにおいては、スポットの寸法を変えることは、角膜に対するレーザビームの効果が走査路を制御することによつて制御されることを意図しているので、非常に望ましくないものと思われる。

【0008】エル・エスペランスは、近視および遠視状態はこの標準の小さなスポット寸法を有するエキシマレーザビームにより引続く走査中走査される領域を変えて繰返し走査し、角膜のある部分が他の部分よりかなり多く走査されるようにすることにより角膜の外表面の曲率

を変えることによつて軽減することができるということを示唆している。このように、表面はスポットによつて走査される回数に依存する異なる量だけエロージョンを施すことができるということが要求される。エル・エスペランスはまた、角膜移植の受け入れ場所としての凹部を提供するために角膜から均一の深さに物質を除去することを示唆している。また、エル・エスペランスは、ある厳しい近視および遠視状態は角膜の外表面に所望の曲率の部分間にフレネル形式のステップを有する新しい形状を与えることにより組織の除去を減少させることによつて処置できるということを示唆している。

【0009】実際には、エロージョンを施した表面が滑らかであるという要件を満たす精度でレーザービームを走査するには複雑な装置が必要である。従つて、走査の引続く掃引がオーバーラップする場合には、このオーバーラップした領域において過度のエロージョンが生じ、一方引続く掃引がびつたりと合致しない場合には掃引間にうね（隆起）が残ることになる。エキシマレーザービームを小さなスポットに圧縮することはビームエネルギー密度を増大させ、これはこれら問題を悪化させる傾向を有する。エル・エスペランスは一実施例において磁界によりレーザービームを制御しようとしているので、適当な走査システムを見つけたか否か明らかではない。その上、この走査方法は、レーザービームが任意の与えられた瞬間に処置されるべき全面積の非常に小さな部分のみをエロージョンするだけであるので、非常に手の込んだ技術および装置によつてでさえ固に時間がかかる。

【0010】さらに、そのような走査システムは角膜組織のような比較的軟質の物質にリップル効果を生じさせる傾向がある。それ故、本発明の他の目的はエロージョンを受ける表面の領域を走査する必要なしにレーザーを使用して表面をエロージョンするための方法および装置を提供することである。

【0011】＜問題点を解決するための手段＞本発明の一面によれば、レーザー手段とこのレーザー手段に関して正確に表面を位置決めするための位置決め手段とを含む表面をエロージョンするためのレーザーシステムが提供される。前記レーザー手段は前記位置決め手段によつて位置決めされた表面にレーザーエネルギーのパルスを送給してこの表面をエロージョンするように動作し、かつ各レーザーエネルギーのパルスが送給される表面の面積の寸法を制御し、かつ変化させる手段を有する。

【0012】本発明の他の面によれば、表面がこの表面にエネルギーパルスを送給するように動作するレーザー手段に関して正確に位置付けられ、エネルギーパルスが送給される表面の面積の寸法が制御された態様で調節でき、従つてレーザーの動作の前に各パルスによつてエロージョンされる面積の寸法を選択することができるレーザーエネルギーによつて表面をエロージョンする方法が提供される。また、パルスが送給される表面の面積の形状も制御で

き、かつ調節できることが好ましい。本発明の方法および装置は表面の輪郭を変え、従つてその形状を変えるために適用できる。それ故、本発明の方法はレーザーの動作中、各パルスによつてエロージョンされるべき面積の寸法および好ましくは形状を制御下で変化させ、エロージョンによつて表面の形状に所望の変化（変形、変更）を生じさせる段階を含む。

【0013】本発明の他の面によれば、表面をエロージョンし、それによつて表面を整形するためのレーザーシステムにおいて、（１）エロージョンされるべき表面を光学軸に関して（あるいはその逆）正確に位置決めするための手段と、（２）レーザー光源からのエネルギーを前記光学軸に沿つて表面に供給するためのビーム送給システムと、（３）前記表面に供給するためのレーザーエネルギーのパルスを発生するレーザー光源、電源および関連する制御回路手段と、（４）レーザーエネルギーのパルスが表面に供給される面積を制御し、それによつて照射される領域の切除を大きくしたり、小さくしたりする制御手段が提供される。本発明の他の面によれば、（１）レーザー光源に関して物体を正確に位置決めする段階と、（２）レーザー光源からのエネルギーが前記物体の表面に当るようにレーザー光源をパルス化する段階と、（３）複数のパルスの放出中エネルギーが入射する面積を変化させるようにレーザーの出力を制御し、それによつて表面の面積を大きくあるいは小さく選択的に露光し、表面に所望のエロージョンの形状を得るようにする段階とからなる物体の表面をエロージョンする方法が提供される。

【0014】表面が大きい場合には、装置がこの表面に関して好都合に位置決めされる。表面が比較的小さな物体上にある場合には、この物体が光学軸に関してより好都合に位置決めされる。本発明の好ましい一面によれば、表面がこの表面層の下側の物質とは異なる物質の層からなりかつ下側層に悪影響を与えないことが望ましい場合に、表面に入射するレーザーエネルギーがこの表面層を形成する物質によつて吸収されるようにレーザー波長が選択され、下側層に浸透して悪影響を与えるエネルギーが殆んどあるいは全く残存しないようにしている。

【0015】好ましくは、レーザーは繰返しパルス化され、そしてアイリス絞り、ミラー、ビーム分割器および他の同様の装置を使用してパルスエネルギーは全部あるいは一部分が表面におよび、あるいは表面の選択された１つまたは複数の領域に指向され、ある時間の間、表面の異なる領域がレーザー光源からの異なる量のエネルギーにさらされて表面に差のあるエロージョンを行なうようにする。必要な変更が物体の表面の凹部の増大（または凸部の減少）からなり、かつエネルギーが放射され得る面積が前記変更が行なわれるべきである面積に少なくとも等しくされ得る場合には、この変更されるべき表面はこの表面を一連の光エネルギーのパルスにさらすことによつて前記変更を行なうようにエロージョンされてもよく、そ

の間各パルスによつて生じる照射面積を連続的に減少させるようにこの面積を制御する。

【0016】このように面積の中心領域は周辺領域よりも多くのエネルギーにさらされ、その結果より多くのエロージョンが周辺領域よりも中心領域において生じ、それによつて凹部表面のくぼみを増大させ、また平らな表面の凹状のエロージョンまたは凸状表面の凸部の減少を生じさせる。逆に、凸部の増大（または凹部の減少）が要求される場合には、反対の手法が使用され、周辺領域が中心領域よりも多くさらされてレーザエネルギーが供給される領域の中央に丘状部を残す。

【0017】レンズ、ミラー、あるいは他の光学素子の整形に特に適用できる本発明の特に好ましい一構成においては、屈折力または表面曲率のような光学素子の表面形状の関数であるパラメータを測定するための装置内に測定装置が含まれており、パラメータに対する所望の値を定める入力を受信するためのキーボードおよびランダム・アクセス・メモリ・デバイスのような手段が設けられており、この所望の値とパラメータの測定値とを比較するための比較手段が含まれており、そして前記比較から得られたフィードバック信号からレーザに対する制御信号を発生するための制御信号発生回路が設けられている。この制御信号は、特に、レーザパルスが有効である面積を決定するように働き、それによつて光学素子のパラメータの所望の値を得る。

【0018】代表的には、比較手段および制御信号発生回路はランダム・アクセス・メモリを組み込んだコンピュータシステムによつて提供される。入力パラメータの所望の値を特定するか、あるいはこのパラメータの所望の値が引き出される他の関連した第2のパラメータの所望の値を特定することによつて前記パラメータの所望の値を定めてもよい。好ましい方法においては、レーザ光源は実質的に一定のエネルギー密度を有する光パルスを発生するようにパルス化され、その結果表面物質の既知の深さが各パルスごとにエロージョンされることになる。比較的低出力を使用することによつて、各パルスに応答して極く薄い物質の層を除去することができる。連続的な監視およびフィードバックによつて、表面の非常に正確な整形（付形）が行なえる。

【0019】本発明は目の角膜の表面の整形に特に適用できる。ここで、物体の表面というときにはときどき露出される表面をいう。かくして、角膜を整形する際には、角膜の基質の層が除去される場合には形状の永続する変化が得られるだけである。この目的のため、角膜の上側の上皮は整形する前に除去されねばならず、例えばレーザの初期のパルスによつて除去され、その後でレーザは角膜の露出された表面をエロージョンし、形状の永久変化を生じさせる。上側の上皮はエロージョンの後、自然の治癒過程によつて再形成される。

【0020】従つて、本発明の他の面によれば、(1)

レーザ源に関して目を固定する段階と、(2)レーザ源からの光が目の角膜の表面に当るようにレーザ源をパルス化する段階と、(3)複数のパルスの放出中光が入射する面積を変化させるようにレーザからの光を制御し、それによつて表面の面積を大きくあるいは小さく選択的に露光し、表面に所望のエロージョンの形状を得るようにする段階とからなる目の角膜の表面を整形する方法が提供される。

【0021】本発明のさらに他の面によれば、目が角膜の表面にレーザエネルギーのパルスを送給するように動作するレーザ手段に関して固定され、これらパルスが送給される角膜の表面の面積の寸法および好ましくは形状が制御下で調節され、それによつて各パルスによつてエロージョンされる面積の寸法および好ましくは形状を選択し、その後レーザが作動されるように構成された目の角膜の表面の面積をエロージョンする方法が提供される。本発明の好ましい一面によれば、角膜の表面に入射するレーザエネルギーが角膜を形成する物質によつて吸収されるようにレーザ波長の下側層は選択され、目の下側物質に浸透し、悪影響を与えるエネルギーが殆んどあるいは全く残存しないようにしている。

【0022】かくして、本発明は目の屈折力の誤差（近視、遠視および乱視等のような）を補正するために角膜の表面を整形するための方法および装置を提供し、この方法および装置はパルス化レーザ源と角膜の表面のレーザビームの寸法および形状を変化させることができるビーム送給システムとを使用する。その上、本発明の整形方法および装置は角膜移植手術の後で目の屈折力の誤差を補正するのに使用できる。かくして、移植手術が屈折力の誤差を導入した場合に（例えば、1本またはそれ以上の縫目の糸の偶然の締めすぎによつてのように）、この屈折力の誤差は移植手術を再び行なうあるいは弛緩切開を行なう代りに角膜の表面を整形することによつて除去できる。

【0023】さらに、角膜の表面をエロージョンするための本発明の方法および装置は角膜の潰瘍を除去するのにも使用できる。任意の1つのパルスによつてエロージョンされる面積の寸法および好ましくは形状を制御することによつて、エロージョンされる物質を実質的に完全に除去されるべき潰瘍物質の各領域に制限することができる。目を横切る潰瘍物質の物理的こすり取りを行わないから、潰瘍細胞はこの過程により広がらない。また、あるレーザ波長（例えば193nm）により切除後に残る表面は滑らかであるので治癒後の角膜の光学的欠陥は最低となり、潰瘍の再発生の可能性を減少させる。

【0024】目の形状または光学的特性を測定するための測定装置からの出力がレーザエネルギーのパルスの送給を制御するのに使用される自動フィードバック制御システムを設けてもよい。あるいは、漸近法技術によるエロージョンにより所望の表面形状を得ることができる。こ

の技術においては、表面の形状をどの程度変えるべきかを決定するために測定装置が使用される。レーザエネルギーパルスは表面に送給され、所望の変更よりも僅かに少なく変更を行なう。測定装置は所望の形状に達するのに今必要な補正を決定するために再び使用され、従つてレーザエネルギーのパルスがさらに供給されて合計の計算された補正より僅かに少ない補正を行なう。エロージョンされる表面が適切な精度の所望の形状になるまで、このプロセスは繰返される。

【0025】通常、角膜計と呼ばれている適当な測定装置は知られており、商業的に入手可能である。そのような装置の例として京都のサン・コンタクト・レンズ・カンパニーによつて製造された「写真角膜鏡（ホトケラトスコープ）」あるいは米国オクラホマ州のインターナショナル・ダイアグノスティック・インスツルメンツ・リミテッドによつて製造された「コーニアスコープ」がある。

【0026】レーザ手段に関して目を位置決めするために、通常の吸引リングまたはカップが使用できる。これらは通常は目の白色領域（強膜）に適用され、目にカップをクランプするのに十分であるが角膜が歪むほど大きくない低い吸引圧力源に接続される。カップは目に関して正確に位置決めされる別の装置（この場合には、これはレーザの光学システムである）に固定してもよい。目に関してマイクロケラトーム・ブレード（角膜切開刀）を位置決めするそのようなカップを使用することは1986年7月1日のオフサルモロジイ・タイムスの第39頁に示されている。

【0027】使用できるレーザの例はエキシマレーザ、HFレーザ、およびパルスCO<sub>2</sub>レーザである。角膜の削摩には現在のところArFエキシマレーザが好ましい。角膜の削摩のような医学上の用途においては、米国マサチューセッツ州のサミット・テクノロジー・インクによつて製造された「EXCIMER」システムのような医学用に設計されたエキシマレーザを使用することが好ましい。そのようなレーザが角膜を照射するために使用されると、角膜の表面の照射された領域から薄い層が除去される。

【0028】レーザに対するパルス繰返し率は各特定の用途の必要性に合致するように選択できる。通常、このパルス繰返し率は毎秒1〜500パルスであるが、好ましいのは毎秒1〜100パルスの間である。ビーム寸法を変えることが望まれるときには、レーザパルスは停止される。あるいはパルスが継続する間にビーム寸法が変化できる。エロージョンの進行を監視し、レーザシステムを自動的に制御するために測定装置が使用される場合には、パルスを中断することなしに制御された率でビームの寸法が連続的に変化できる。

【0029】適当な照射強度はレーザの波長および照射される物体の性質に依存して変化する。任意の物質に供

給されるレーザエネルギーの任意の波長に対して、代表的にはそれ以下では重要なエロージョンが生じないエネルギー密度のスレッショルド値がある。このスレッショルド値より上の密度では、飽和値に達するまでエネルギー密度が増大するとエロージョンの深さが増大するというエネルギー密度の範囲がある。飽和値以上にエネルギー密度が増大した場合には、エロージョンの重大な増大は生じない。

【0030】スレッショルド値および飽和値はレーザエネルギーの波長によつて、またエロージョンされるべき表面の物質によつて、容易には予知できない態様で変化する。しかしながら、任意特定のレーザおよび任意特定の物質に対してこれら値は実験によつて容易に見出すことができる。例えば、波長193nm（ArFエキシマレーザから得られる波長）のエネルギーによる角膜基質（コラーゲンのサブ層）をエロージョンする場合には、スレッショルド値は約50mJ/cm<sup>2</sup>/パルスであり、飽和値は約250mJ/cm<sup>2</sup>/パルスである。飽和値を小さな係数以上越えた場合には殆んど利点がないようであり、角膜表面における適当なエネルギー密度は50mJ/cm<sup>2</sup>/パルス乃至1J/cm<sup>2</sup>/パルス（193nmの波長に対しては）である。スレッショルド値は波長によつて非常に急速に変化する可能性があり、F<sub>2</sub>レーザから得られる波長である157nmにおいてはスレッショルド値は約5mJ/cm<sup>2</sup>/パルスである。この波長において、角膜表面での適当なエネルギー密度は5mJ/cm<sup>2</sup>/パルス乃至1J/cm<sup>2</sup>/パルスである。

【0031】このレーザシステムはエロージョン（侵食、削摩、研削、切除等を意味する）されるべき表面に飽和値より僅かに小さいエネルギー密度を提供するように使用されるのが非常に好ましい。従つて、193nmの波長で角膜をエロージョンするときには（この条件のもとでは飽和値は250mJ/cm<sup>2</sup>/パルスである）、100乃至150mJ/cm<sup>2</sup>/パルスのエネルギー密度のパルスを角膜に提供することが好ましい。

【0032】代表的には、単一のパルスは角膜から0.1乃至1μmの範囲の深さにコラーゲンをエロージョンする。削摩される領域の形状は可調節の寸法および形状の開口を通じて物体（例こば角膜）を照射することによつて、および、あるいは同じく寸法および形状が調節可能な光学絞りを使用することによつて、定めることができる。目の角膜のような物体の屈折力のある形状を変化させるために、この物体は時間とともに変化する光のパターンによつて照射され、その結果この物体の異なる領域が異なる数のパルスを受け入れ、従つて異なる度合にエロージョンされる。

【0033】円形のアイリスが目の角膜のような物体に向けられたビーム中に置かれ、このアイリスが伸長され（すなわち、開放され）、その間パルスが供給され続けている場合には、物体の中心領域が、所定の時間期間の



後、これを取囲む環形の露出領域よりも多くのパルスを受ける（従って大きな割合でエロージョンされる）。

【0034】開口の各設定に対して放出されるパルスの数を制御し、かつ開口の寸法を制御することによつて、物体のエロージョンされる表面の実際の形状が非常に厳密に制御できる。実際には、アイリス絞りは寸法が変化したときに開口の形状を必ずしも一定には保持せず、その上アイリス絞りで利用できる形状の範囲には限界がある。現在好ましい他のシステムはレーザエネルギーの平行化されたビームを光学システムに通し、この光学システムによつて再び平行化する前に、ビームが発散の領域、集束の領域、あるいは両方を持つようにさせることである。ビーム付形用絞りがビーム軸線に沿つて集束あるいは発散の領域中を移動するように配置される。この絞りはビーム付形用開口または窓を有し、可変寸法の付形されたビームを提供する。あるいはこの絞りはビームが可変寸法の減少した照射領域または照射ゼロの領域を有するようになる付形された絞り部分を有してもよい、

【0035】より複雑なビーム形状が必要なときには、開口と絞り部分の組合せを使用すればよい。便宜上、以下の記載は開口を有する絞りに関してであるが、他の形式の絞りが同様の態様で機能することは勿論である。このような絞りがビームの軸線に沿つて移動されると、絞りの位置でのビーム径は変化する。従つて、絞りがその移動範囲の一端にあると（ビーム径が最小である場合）、ビームの全部（または比較的大きな部分）が開口を通り、他方絞りが移動範囲の他端にあると（最大ビーム径）、ビームの比較的小部分のみが開口を通る。開口を通るビームの部分だけが再び平行化され、従つてビームの軸線方向に絞りを移動させると、平行な出力ビームの寸法が変わる。平行な出力ビームの形状は絞りの開口の形状によつて調節される。開口を通るレーザビームの部分は開口によつて影響を受けないから、絞りはビームのエネルギー密度に影響を与えず、単にその寸法に影響を与えるだけである。

【0036】入力ビームは平行にされなくてもよく、この場合にはシステムの光学素子は出力ビームが平行にされることを確実にするために僅かに異なる出力を有する。開口から外へ伝播するビームの縁部にまたは絞りの部分の縁部に発生する傾向のあるフレネル回折フリッジングまたはリングングに鑑み、望遠鏡のような別の光学システムを使用して絞りの像がエロージョンされるべき表面に集束するようにすることが好ましい。この態様においては、表面におけるビームに対しておよびビーム内の照射でさえ、はつきりとした縁部が提供できる。表面に供給されるビームの形状は絞りの開口の形状に対応するから、広範囲のビーム形状が利用できる。

【0037】表面の曲率を増大させることが望まれる場合には、反対の（すなわち、凸面形状のエロージョン）形状を使用しなければならない。この目的のため、凹面

円錐レンズ、または他のビーム分割装置が、中心領域がゼロまたは最小限の照射を受ける環形の照射領域を形成するために利用できる。凹面円錐レンズと組合せて相補の凸面円錐レンズを使用することにより、照射される環形の径は凸面円錐レンズと凹面円錐レンズとの間の軸線方向の距離を変えることにより調節できる。

【0038】代りにミラーが使用できる。楕円形開口を有するミラーをレーザの照射軸線に対して45度の角度に位置付けし、照射されるべきである表面に関してこのミラーの中心の穴の像が露出されるべきである表面の領域の中心と一致するように位置付けする。照射される環形の寸法はミラーを変えることによつて変更できる。可変幅の照射されないストリップを提供するのにミラーが特に有用である。照射されないストリップを生じさせるギャップによつて分離された2つのミラー部分を用意してもよい。これらミラー部分を互いに接近するまたは離れる方向に移動させることによつてストリップの幅が変化できる。

【0039】ビームの軸線に沿つて移動可能な絞りを使用する上記したシステムはまた、中心に照射されないストリップまたはスポットを有するビームを提供するのにも使用できる。これは付形された中心絞り部分を単独であるいはより大きな絞りの開口中に設けることによつて達成される。角膜の正常な表面は凸面であるから、凹面形状を形成することにより角膜の表面は事実上僅かに平らになる。角膜の表面を平らにすることは目の屈折力を減少させるように作用する。逆に角膜の曲率を増大させると（凸面形状のエロージョンを行なつて）、目の屈折力は増大する。エロージョンが点のまわりではなくて線に平行に行なわれるべきである場合には、円筒形レンズまたは平面ミラーまたはスリットが可変幅の長方形領域の照射を生じさせるのに使用できる。かかる技法は乱視等を補正するために角膜に使用できる。

【0040】本発明の好ましい特徴によれば、エロージョンプロセス中表面にガス流を導入してレーザビームと表面との相互作用から生じる残渣を除去することによつて均一にエロージョンされた表面が得られる。エロージョンされる表面が目の角膜である場合には、ガスは窒素であると好都合である。本発明が角膜の整形、付形に使用されるべきである場合には、外科用顕微鏡がレーザを正しく指向することを外科医に可能にするために使用できる。

【0041】＜実施例＞第1図においてレーザ10は所定の波長を有する比較的大きな直径の単色光ビーム14を発生するビーム形成用光学システム12に光出力を提供する。このビーム14は整形されるべきである物体16に送られる。この物体16は図示するように例えば目の角膜よりなる。ビーム形成用光学システム12と物体16の表面との間に開口18または他のビーム寸法制御手段が位置付けされている。開口18の寸法は照明され

る物体の面積を決定する。

【0042】レーザ10は電源ユニット20および制御回路22によつて付勢される。制御回路22はレーザ10から所定周波数の光パルスが発生させるように調節可能である。電力はパルスのエネルギーを制御するように調節可能であることが好ましい。開口18は固定であつても可変であつてもよい。固定開口18の場合には、物体16の表面に到達する一連のパルスのエネルギーの結果が第2図に示されている。最初の表面は第2図(a)に示されており、第2図(b)および(c)に1つのパルスおよび2つのパルスを受け入れた後の表面が示されている。

【0043】多数のパルスが同じ面積に到達した後、比較的深い凹部24が表面に形成される。この凹部24の形状は代表的には円形である開口18の形状によつて決定される。この場合には、凹部24は表面中のおおむね円形の穴の形式にある。第2図に例示した形式のエロージョンは例えば角膜移植手術に対する角膜ベッドの準備に使用できる。第2図において使用されるビームが円筒形、あるいは照明領域が照明の減ぜられた（または照明ゼロの）領域を取囲むある他の形状であつた場合には、第2図に例示された形式のエロージョンは角膜移植手術用のインプラント（「ドナー・ボタン」として知られている）を準備するのに使用できる。この場合に、レーザエロージョンはレーザが提供された角膜を完全に切断するまで続けられ、この移植手術用のボタンは照明の減ぜられた（または照明ゼロの）領域によつて残された部分により提供されることになる。

【0044】現在は、通例のようにドナー・ボタンが冠状のこぎりを使用して除去される場合には、角膜の移植は、冠状のこぎりが円形の区分を切断することしかできないので、円形でなければならない。しかしながら、レーザエロージョンが使用される場合には、ドナー・ボタンの形状は変化し得る。これは、ドナー・ボタンが患者の角膜の用意されたベッド中に嵌合する配向状態（向き）を決定するのにドナー・ボタンの形状を使用することができるので、有益である。第3図はパルスが表面に連続的に供給される時間の間開口を変化させることによつて表面の整形がどのように行なわれるかを例示する。開口18が大きいと、少量の物質が表面の比較的広い面積から除去される。他のパルスが到達する前に開口を減少させると、その後のパルスによつて生じる削摩は狭い面積となり、形状は第3図(c)のように変化する。

【0045】開口18がさらに小さくされると、次のパルスは第3図(d)に示すようにさらに狭い面積上を除去する。その結果表面は第3図(a)の最初の形状にくらべておおむね平らな形状になる。開口18を小さくすることによつて一連のパルスが表面を照射する態様を第4図に示す。レーザによつて照射された面積は斜線26、28、30および32によつて示されている。各場

合に、開口はその寸法が前のパルスの送給時とくらべてかなり減少されている。

【0046】第5図に示すように、開口の代りに絞り（ストップ）が使用され、この絞りの影が表面に現われるようにされ、一連のパルス中照射される面積（同じく斜線で示されている）が最も左側の狭い環形から最も右側のほぼ円形の面積にまで増大されるようにしてもよい。非対称の開口または絞り（スリットあるいは線形絞りのような）が使用される場合には、第6図および第7図に示すように表面の円筒の曲率を変更できる。これら図面においても第4図および第5図の場合と同様にレーザによつて照射される面積は斜線で示されている。

【0047】第6図においては可変幅のスリットを使用し、照射幅が狭くなるようにこのスリットの幅を連続的に減少させることによつて曲率を変更される。第7図においては不透明の絞りを使用し、表面がだんだんと広く照射されるようにこの絞りの幅を変えることによつて曲率を変更される。第1図乃至第7図に示した物体は目の角膜であつてもよいということを理解すべきである。第1図乃至第7図はレーザビームの形状および寸法を制御し、変化させることによつて表面がエロージョンされ、整形される態様を概略形式で示すものである。異なる整形領域が開口および絞りによつて検討されたけれど、ビーム寸法制御手段として使用できる多種類のビーム整形光学システムが存在する。可能であるビーム寸法制御手段の特定の構成について次に説明する。

【0048】第8図および第9図の装置は屈折作用によつて第5図の照射パターンを形成するように使用できる。ここでは平凹円錐素子34が相補の平凸円錐素子36から距離dだけ離間されている。これら2つの素子34および36は接触させた場合にはびつたりと一体化する。素子34の平らな表面に入射する平行な光ビーム38は円錐表面において発散する環形の光40に変換され、素子36によつて円筒形の環形42に集束される。照射されない中心領域の直径Dは素子34と36間の間隔dによつて決定される。

【0049】第9図は第8図の素子を斜視図で示し、かつ物体（図示せず）の表面に形成される照射環形44を示す。第8図と同じ参照番号が第9図においてもシステムの構成部品を指示するのに使用されている。

【0050】第10図においては、調節可能な幅のスリットを構成する部品が示されており、開口を有するプレート46とこのプレートの前面に配置された2枚の可動プレート48および50からなる。プレート46の開口は参照番号52によつて指示されている。プレート46に関するプレート48、50の移動は、明らかなように、スリットの幅に変化を生じさせる。

【0051】第11図は第8図および第9図の円錐素子の屈折原理を取り出してこれを一對の照射領域を生じさせるために採用した（1つの単一寸法ではあるが）もの

であり、この一対の照射領域間の距離は単に一方の素子を他方の素子に近づけるまたは離間させることだけで変化する。凹面プリズム56の平らな表面に入射する平行な光ビーム54は2つの発散するビーム58および60を形成する。凹面プリズム56の傾斜面と互いに合致する傾斜面と平らな下側面64とを有する相補の凸面プリズム62が凹面プリズム56の下流に配置されている。2つの平行な離間されたビーム66および68が第8図の素子36の平面から光のリングが放射されるのと同じ態様で平らな下側面64から放射される。凹面プリズム56を凸面プリズム62に接近させることによつて2つの照射領域70および72は接近し、また遠ざけることによつて離れる。

【0052】第8、9および11図のシステムは球形レンズではなくて真直ぐな側面の凹面および真直ぐな側面の凸面素子（すなわち、円錐素子）とU形プリズムではなくてV形プリズム（すなわち、円筒形レンズ）を使用するという点を注意すべきである。第11図の屈折システムはビーム寸法を変化させるが、しかし寸法の変化によつてはビームエネルギー密度は実質的に変化しない。一般に、屈折システムはビームに可変寸法の照射されないギャップを形成するのには全く適しているけれど、可変寸法の照射スポットを生じさせるのにはあまり適していない。これはビームエネルギー密度を一定に保持したまま、スポットの寸法を変えることが屈折作用によつては困難なためである。

【0053】第12図は楕円形の穴78（ビームを横切る平面に投射されたときには円形）を有するミラー76に入射する円形ビームが表面82に環形の照射を生じさせる円筒形ビーム80を発生する反射装置を示す。楕円形の穴78に入射する光は84で示すようにこの穴78を通る。ミラー76の代りに異なる寸法の楕円形の穴を有する別のミラーを使用することにより表面82の照射されない領域の寸法が変化する。

【0054】ミラー76を2つの長方形ミラーと置き換え、これら長方形ミラーを接近または遠ざけて可変幅のスリットを形成し、2つのミラーの相対位置に依存して表面82上に接近したあるいは離れた2つの平行な照射領域を生じさせる一次元のシステムもつくれる。2つのミラー間のギャップに入射する光は中心に開口を有するミラーの場合と同様にこのギャップを通過する。第12図はまた、2つのミラー部分76を2つの長方形ミラーと取れば上記構成を例示するものとみなすことができる。

【0055】第12図に示すようなミラーを含むシステムは穴78を介して表面を照射するのに別の光源が使用できるという点で特に有益である。照射された領域はビーム74の光学路内に位置決めされた半反射性ミラーを使用して見ることができる。このようにして操作者はミラーおよび光学システムの位置および、あるいは表面8

2の位置を調節してビームの所望とする整列および位置付けを行ない、レーザエネルギーのパルスによる表面の所望のエロージョンを行なうことができる。

【0056】既に述べたように、たとえビームの横断面積が上記したように変化しても、単位面積当りのエネルギーが一定のレーザビームで整形することが好ましい。これを達成するための構成が第13図に概略的に示されており、これはズームレンズ90、絞リ92、およびズームレンズ94からなる複合ズームシステムであり、2つのズームレンズ90、94は同時に調節できるように96で結合されている。ズームレンズは無限焦点であることが好ましい。2つのズームレンズ90、94は同時調節のために結合されているので、ズームレンズシステムの調節は第2のズームレンズ94からのレーザビーム出力のエネルギー密度に悪影響を与えない。しかしながら、300mの第2のレンズ94の位置が変化すると、出力ビーム中の絞リの拡大率が変わる。第1のズームレンズ90の調節は出力ビームの寸法に影響を与えないが、ビームのエネルギー密度を一定に保持する必要がある。

【0057】ビーム寸法制御手段の特に好ましい実施例が第14図に示されている。この構成において、平凸レンズ120および平凹レンズ122のような2つのビーム付形素子は平行にされた第1の直径の平行レーザビームを入力として受光し、そして平行にされた第2の直径の平行ビームを出力し、これら入力および出力ビーム間に集束する（または発散する）ビーム部分124を有する光学システムを形成する。

【0058】ビーム付形用窓または開口（あるいはビーム付形用絞リ部分）を有する絞リ126は集束するビーム部分124にわたつてビーム軸線に沿つて移動し得る。出力レーザビームの寸法を変えるために、開口（または絞リ126の絞リ部分）は一定のままであるが、絞リ126は2つのレンズ間をビームの軸線方向に移動する。この構成の動作態様についての以下の説明はビームの外周囲を定める開口を有する絞リ126に関してである。しかしながら、ビームに減少した（またはゼロの）照射の可変寸法の領域を定める絞リ部分に有する絞リ126が同等の態様で機能するであろう。絞リ126が平凹レンズ122に隣接していると、絞リ126の面は集束するビーム部分124と最も小さな直径部分で交差する。かくして、ビームの全部（あるいはかなり多くの部分）が絞リ126の開口を通る。この場合のレーザビームの縁部は絞リ126がこの位置にあるように第14図に連続する線で示されている。

【0059】しかしながら、絞リ126が平凸レンズ120に隣接するように移動されると、第14図に破線で示すように、絞リ126の平面は集束するビーム部分126と最も大きな直径の部分において交差する。この位置においては、レーザビームの比較的少ない部分のみが絞リ126の開口を通過し、ビームの残りの部分は絞リ

126に当り、吸収または偏向される。従つて、この場合には、絞り126の下流のビームの直径は第14図に破線で示すように小さくされる。すべての場合に絞り126の開口を通るビームの中心位置は絞り126の位置または存在によつて影響を受けないことは明らかである。従つて、絞り126は最終のビームのエネルギー密度に影響を与えないということが理解できる。

【0060】従つて、出力レーザービームの寸法は単に絞り126をビーム路に沿つて軸線方向に移動させるだけで変化できる。絞り126は開口を通るビーム（またはその一部分）のエネルギー密度に影響を与えないから、出力ビームのエネルギー密度は、その寸法は変化するけれど、一定に保持される。出力ビームの形状は勿論、絞り126の開口の形状によつて決定される。第14図においてはビームは2つのレンズ素子120、122間で集束するように図示されているけれど、平凹レンズ素子が平凸レンズ素子の下流にあり、ビームがこれら2つの素子間で発散する場合にもこの構成は全く同等に機能するということが極めて明らかであろう。

【0061】第14図の構成はレーザービームのエネルギー密度および最大幅を一定に全体的に変更する。ある環境においてはこの変更が望ましいかも知れず、あるいは図示の構成の上流のビーム形成用光学装置において補償されるかも知れない。しかしながら、ビームエネルギー密度および最大寸法に全く影響を与えないビーム寸法制御手段を提供することは好都合であるかも知れない。この場合には、第15図に示すような構成が使用できる。この構成においては、平行にされた平行ビームが初めに発散させられ、その後集束させられる。可動開口126は発散ビーム部分128中か、あるいは集束ビーム部分130中に置くことができる。

【0062】第16図は絞り126の開口および絞り部分のある可能な形状を示す。開口は絞り126の物質の一部を表わす影の部分によつて取囲まれた透明部分として図示されている。第16図(d)に見られるように、絞り126は開口およびこの開口内に絞り部分を有していてもよい。

【0063】第16図(a)および(b)に示す形状は角膜移植用のベッドを用意するために使用できる。第16図(a)に示す形状はまた、角膜の曲率を減ずるようには角膜を整形する際にも使用できる。第16図(c)に示す形状は乱視を矯正するように角膜を整形する際に使用できる。第16図(d)および(e)に示す形状は角膜移植のためにドナー・ボタンを切断するのに使用でき、また角膜の曲率を増大させるようには角膜を整形する際にも使用できる。絞り126の開口は光学的開口でよく、必ずしも物理的開口でなくてもよい。すなわち、開口は高度に透明な物質によつて形成できる。かくして、絞り126は所望の形状を有する不透明層を透明物体上に配置することによつて形成できる。かかる構成は明る

い部分が中心の暗い部分を完全に取囲む第16図(d)および(e)に示されているような開口形状および絞り部分を提供することを比較的容易にする。

【0064】理論上は、第13図および第14図に示す構成は、多くの場合に、可変寸法のアイリス絞りと置き換えることができる。しかしながら、アイリス絞りによつて定められる形状の範囲は制限され、さらに、アイリス絞りによつて定められる開口の形状は通常は、絞りが閉じるまたは開くときに正確に一定にとどまらない。従つて、固定絞りの開口の見掛けの寸法の変化が第13図および第14図の場合のように使用される構成が、正確な作業のためには好ましい。

【0065】第1図に示すビーム形成用光学システム12は、レーザー出力ビームが直接使用できる場合には、必ずしも必要ではない。しかしながら、大部分のレーザーの場合には、代表的にはビームの形状を変えるためにある初期のビーム形成操作を行なうことが通常は望ましい。従つて、ある形式のレーザーは代表的には長方形（方形）あるいは楕円形断面のビームを発生し（例えばエキシマレーザーは代表的には長方形断面のビームを発生する）、そしてビーム寸法制御手段は方形または円形断面を有するビームを提供することが通常は好ましい。第17図乃至第19図はビーム形成用光学システムの実施例をそれぞれ示す。

【0066】第17図および第18図の構成は円筒形表面のレンズ素子および球形表面のレンズ素子を使用する。これら図面は同じ素子の断面図であるが、直角の方向に見たものであり、従つて第17図は断面の側面図とみなすことができ、他方第18図は断面の上面図とみなすことができる。等しくない軸線の横断面を有する平行側面のレーザービームが平面-球形凹面素子132に送給され、この素子132はビームを発散させる。ビームは近傍にある平面-円筒形凸面素子134に当たる。この素子134の円筒軸線は短かい方のビーム横断面軸線の方向にあり、従つてこの平面-円筒形凸面素子134はビームのこの軸線には集束作用を行わず、短かい方の軸線のビームはビームが素子134を離れるときに増大し続ける。しかしながら、その円筒形凸面はビームの横断面の長い方の軸線の端部においてビームの縁部を偏向する。

【0067】素子134を離れるときに、ビームは一方向に発散し続け、短かい方の軸線の長さを増大し、これを横切る方向においては一定にとどまり、その結果ビームの長い方の軸線は変化しないまゝにある。別の光学素子136が平面-円筒形凸面素子134からのビームの下流に離間されている。この素子136はその上流側の面が円筒形凹面であり、その下流側の面が球形凸面であり、そしてその円筒軸線が素子134の円筒軸線と平行であるのでビームを短かい方の軸線の両端部において集束するように作用し、一方ビームの長い方の軸線の長さ

には影響を与えない。

【0068】第17および18図に示す構成の効果は素子132によつて生じるビームの発散に続いてビームが素子136に達するまでビーム横断面の短かい方の軸線は増大し続け、一方ビーム横断面の長い方の軸線は素子134に到達するまで増大するだけであるということである。このように、短かい方の軸線は長い方の軸線よりも多量に増大され、素子136からのビーム出力は等しい横断面軸線を持つ。

【0069】一方の軸線が他方の軸線より大きく伸長されるビームの横断面軸線の不平等な処置は、ビームがその横断面のあらゆる点において前に均一のエネルギー密度を有していた場合には、エネルギー密度を不均一にしないということに注意すべきである。第19図は等しくない横断面軸線を有するビームが等しい横断面軸線を有するビームに変換することができる他の構成を示す。この構成は平凸面素子140と平凹面素子142とからなる。これら素子の湾曲表面は両方とも球形である。しかしながら、これら素子は両方ともそれらの平らな表面がレーザビームの軸線に対して斜めになつた状態で整列されており、ビームの一方の軸線に対して他方の軸線に対してよりも大きな影響を与えるようになっている。

【0070】レーザビームをエロージョンされるべき表面に送給するための光学システムは単に、第17および18図（または第19図）のビーム形成用光学装置とこれに続く第13図または第14図に示すようなビーム寸法制御手段とから構成してもよい。しかしながら、光学素子間の、あるいは光学素子とエロージョンされるべき表面との間の比較的長い距離をビームを移動しなければならぬ場合には、第20図に示すような中継望遠鏡が設けられることが好ましい。かかる望遠鏡は非常に簡易であり、2つの集束レンズ144、146だけでつくることができる。これら望遠鏡は上流の光学素子の出力を下流の光学素子の入力またはエロージョンされるべき表面に映像するように構成される場合に特に有用である。

【0071】ビーム寸法制御手段とエロージョンされるべき表面との間に、ビームの形状を定める開口の像をエロージョンされるべき表面に集束する中継望遠鏡を設けることは特に有益である。これは放射される面積に均一な照射を行なうことを促進し、放射される面積にはつきりした縁部を提供する。開口の像を形成しない場合には、理論的に得られたビーム形状は、ビームが開口から離れて行くときにパツチの縁部に発生する傾向があるフレネル回折フリッジングまたはリングングの影響によつてエロージョンされるべき表面において劣化する。開口の像を集束することによつて、開口の単一スポットから伝播するすべての光は像の単一スポットに集束され、それによつて回折フリッジングまたはリングングを除去できる。

【0072】それ故、目の角膜をエロージョンするため

レーザから発生するエネルギーに対する好ましい光学的送給システムを第21図に示す。この図において、レーザ148からの光はビーム形成用光学システム154を通り、連結アーム150に入る。このアーム150は光学システムの残部を収容し、かつ所望の形状および寸法のビームを目152の角膜に送給する。

【0073】ビーム形成用光学システム154は第1図の概略構成の光学システム12と同等のものである。代表的には第17図および第18図に示す、あるいは第19図に示すような構成からなる。ビーム形成用光学システム154からビームは第1の中継望遠鏡156に入る。これはビームをビーム寸法制御手段158に送る。図示するように、この制御手段158は第14図に示すようなシステムである。しかしながら、第8図乃至第13図を参照して記載したような種々の他の構成が図示のシステムの代りに使用できる。ビーム寸法制御手段158からのビームを第2の中継望遠鏡160が目152の角膜表面162に送る。

【0074】開口を有する絞り126は角膜表面162の照射面積の寸法を変化させるためにビームに沿つて軸線方向に移動されるから、第2の中継望遠鏡160は、この望遠鏡160が固定の焦点長さを有する場合には、絞り126の開口の正確に集束された像を必ずしも提供しない。従つて、第15図に示すような構成がビーム寸法制御手段158として使用されるときには、第2の中継望遠鏡160と開口のある絞り126の素子間に歯車接続164を提供することが望ましい。これは絞り126の移動が第2の中継望遠鏡160の素子の適当な対応する移動を生じさせ、角膜表面162に集束した像を保持することを確実にする。これに対し、第2の中継望遠鏡160が平凹面レンズ122を介して絞り126の像を受像する場合には、第2の中継望遠鏡160に対する絞り126の見掛けの位置（すなわち、レンズ素子122によつてつくられる虚像の位置）は絞り126の実際の軸線方向の移動よりも軸線方向に非常に少ししか移動しないことになる。その結果、絞り126の移動にともなう第2の中継望遠鏡160の自動調節を可能にすることは必要でないかも知れない。

【0075】上記したように、光学システムを収容するアーム150は連結されている。本発明は目の角膜の表面を整形するのに特に適用できるように記載したけれど、本発明はレーザビームによつて除去することができる任意の物体の表面の付形（整形）に等しく適用できるということは理解されよう。かくして、本発明はレンズまたはミラーの表面を整形するために使用でき、あるいは湾曲したまたは平らな物体上の表面被膜に正確に付形された窓を形成するのににも使用できる。第22図は人間の目の角膜を整形する、あるいは潰瘍を角膜からエロージョンする本発明の方法を実行する装置を示す。レーザおよび関連する制御回路はハウジング170内に含まれ

ている。所望の標準形状および寸法のビームをビーム整形用光学装置に入る前に提供するビーム形成用光学装置もまた、レーザ電源および制御回路と一緒にハウジング170内に含まれている。

【0076】ビーム横断面にわたり実質的に均一な強さのビームを提供することが重要である。エキシマレーザの出力は第1の横断面軸線にわたっては実質的に均一であるけれど、この第1の軸線を横切る第2の横断面軸線にわたってはビームの縁部において僅かに強さが低下する。それ故、開口がレーザ出力に配置され、ビームの不均等な縁部をマスクし、このマスク形成用光学装置に送られたビームは実質的に均一な横断面を有する。レーザビームはハウジング170から垂直方向に放射され、連結アームに対する支持体172に入る。アームの第1のセクション174は1つの自由度を有するだけのジョイントを介して支持体172に関して枢動する。アームの第2のセクションは2つの自由度を有するジョイント180によつて結合された第1のセクション174に対し直角な方向に延在する。ジョイント176は支持体172内からの光を第1のセクション174に沿つて反射するための単一の平面ミラー（図示せず）を含む。

【0077】第2図中の拡大図は上部から見たジョイント180の部分を示す。2つのアームセクション174および178はカツプリング182によつて結合されている。カツプリング182は各アームセクションに関してその軸線のまわりに回転するように構成されている。2つの固定の平面ミラー184、186がカツプリング182内で第1のアームセクション174の軸線に平行な光を、アームセクションに関するカツプリング182の角度位置に関係なく、第2のアームセクション178の軸線に沿うように反射するように配置されている。この機能のために、各アームの回転軸線がそれぞれのミラーの中心領域を通り、ミラー184、186が、それぞれのアームセクションの軸線に沿つて一方に入射する光を他方のミラーに反射してアームセクションの軸線に沿つて反射されるように互いに位置付けることが重要である。同様に、3つの自由度を有するナツクルジョイント188は3つの平面ミラーを有し、アームセクション178からナツクルジョイントを介して接眼レンズ190に光が通ることを可能にする。

【0078】第1のアームセクション174は第21図の第1の中継望遠鏡156を含む。第2のアームセクション178は第21図のビーム寸法制御手段158および第2の中継望遠鏡160を含む。ビーム寸法制御手段158はぎざ付きリング194を有するアーム192の幅広部分に収容されている。このリング194の回転によりビーム寸法制御手段158はビーム寸法を変化させるように作動される。ぎざ付きリング194はモータ196によつて駆動され、従つて遠隔で、および、あるいは自動的に作動できる。アームおよび終端ナツクルの連

結ジョイントは接眼レンズ190が正しい位置に容易に操作され、頭が198で示されている患者の目に関して配向されることを可能にする。

【0079】第22図に示すように、患者は顔を上側にして手術テーブル200上に横たわっている。手術テーブル200は患者の頭を垂直方向に移動しないように支持する。所望ならば、側部支持体202、204を頭の横方向への移動を抑制するために用意してもよい。

【0080】連結されたアームセクション174、178は米国ミシガン州のブルームフィールド・ヒルのレーザ・メカニズムズから入手できる標準のレーザアームを好便に変形したものである。このアームはビーム寸法制御手段および中継望遠鏡を組み込むために変形されねばならず、また、アームのジョイントに設けられたミラーのあるものを取替える必要があるかも知れない。しかしながら、元のミラーあるいは元のミラーの取付具に取付けられた別のミラーを使用することによつて、アームのジョイントにおける反射が第21図に示した素子によつて提供されるビーム光学装置を変更しないことを確実にすることができる。

【0081】使用時に、この装置は患者の目に供給されるべき窒素ガス源および患者の目の上に接眼レンズをクランプするように吸引を行なうための吸引手段とともに使用される。これらは両方ともハウジング170内に位置付けされている。窒素はまた、ArFレーザの場合にレーザ波長に不透明なガスのアームを追い払うためにも使用できる。このアームはまた、目に窒素を送給するためにも使用できる。

【0082】接眼レンズは第23図では拡大されて示されており、弾性的に変形可能な、ゴムあるいはプラスチックのような可撓性物質よりなるカップ206を含み、眼球の上に配置されたときに排気されてクランプする。接眼レンズ190は半反射性ミラー208を有する窓を含み、この窓を介して目は外科用顕微鏡210を使用して観察できる。この顕微鏡210は任意の好便な手段によりミラーの上に支持されている。外科用顕微鏡210は接眼レンズ190に接続してもよいが、しかしより一般的には接眼レンズから分離され、天井からのアーム（図示せず）によつて、あるいはカンチレバー（図示せず）によつて支持される。

【0083】恐らくナツクルジョイント188内の別のミラー（図示せず）がプロヒロメータ（側面計）または角膜計のような自動測定装置212の同時の接続を可能にする。測定装置212の出力はライン214を介してコンピュータ（図示せず）に接続される。コンピュータはレーザの動作を制御して所望の角膜の形状を得るように調節される。

【0084】かくして、所望の角膜の形状は最初にコンピュータに入力され、動作中にコンピュータに提供された角膜の形状の測定値が所望の最終形状への進行を指示

するのに使用され、コンピュータはレーザシステムに制御信号を出力する。コンピュータはマイクロプロセッサに基づいたものであり、かつハウジング170内に少なくとも一部分が位置付けできることが好ましい。整形用レーザ放射線の波長は重要であり、代表的には193nmの程度である。勿論、157nm（フッ素レーザに対して）まで下側のより短い波長あるいは15μmまでのより長い波長も使用できる。主として問題の波長に関して、十分なレーザエネルギーが角膜の下側に浸透して細胞組織を損傷させないようにすることが重要である。従って、300nm乃至1400nmの範囲は目の下側の細胞組織がこれら波長によって簡単に損傷を受けるので、さけるべきである。

【0085】再び第23図を参照すると、吸引カップ206は目216の強膜上に嵌合し、角膜表面218を邪魔しない状態にしている。可撓管220がカップ206を真空吸引し、カップを適所に保持するのに十分な力で、しかし角膜の形状を歪ませない力で目にカップをクランプするようにしている。第23図に示すように、ミラー208はレーザの光学システムが患者から横方向に延在することを可能にし、ナツクルジョイント188は接眼レンズのハウジングの端面222に固定される。別の方法として、ミラー208を除去し、光学システムを患者から前方へ真直ぐに延在させてもよい。さらに別の方法として、第23図に示したのと同様のミラーユニット（図示せず）が使用できるが、しかし角膜表面218と整列される2つの光学システムが接続できるようにする半反射性または波長選択性ミラーを有する。この構成は操作者が使用する顕微鏡または他の観察装置、あるいは自動角膜計の他にレーザからの光学システムが接続されることを可能にする。

【0086】第22図および第23図の装置を使用する第1の方法においては自動フィードバック制御は存在せず、ライン214は必要とされない。この方法における測定装置212は「写真角膜鏡」あるいは「コーニアスコープ」のような商業的に入手できる角膜計である。これら装置は角膜表面にパターン、通常は同心のリング、の像を形成するように働く。この方法で使用される角膜計は角膜の中心部分に映像される線の数を増大させるように僅かに変更されることが好ましく、従って中心部分の曲率に関する入手情報の量を増大させることが好ましい。この方法では、角膜計212は図示するようにナツクルジョイント188に接続しても、あるいは必要とときに外科用顕微鏡210に対して図示した位置を占有するように移動可能であつてもよく、操作者が必要な場合に角膜計212または顕微鏡210をその位置に移動できるようにしてもよい。

【0087】吸引カップ206は通常、初めに患者の目216に取付けられ、その後接眼レンズのハウジング190に取付けられる。次に、窒素供給源が作動される。

角膜計212は吸引カップが角膜の形状に影響を与えないことをチェックするために使用される。目の可視検査が顕微鏡を用いて行なわれることが好ましい。次に、ビーム寸法制御手段がぎざ付きリング194を介して作動され、ビームによる角膜への照射の所望の面積を選択する。レーザがオンとなり、好ましくは、5Hzのような比較的遅いパルス速度で動作するように設定される。所定の時間、通常は30秒またはこれより短い時間の経過後、レーザはオフとなり、ビーム寸法制御手段158は放射のための異なる面積を定めるように調節され、レーザが再びオンになる。このプロセスは角膜の所定の面積の一連の露光が所定のパルス数となるように繰返される。明らかなように、面積の寸法および形状とパルスの数の選択は角膜に実行される整形の性質を決定する。

【0088】パラメータは角膜の整形に対する所望の最終補正の75%を行なうように選択される。角膜は角膜計212を使用して再び測定され、なされるべき残りの正確な補正が決定される。レーザ装置が今記載したのと同じ態様で再び作動され、パラメータはなされるべき残りの補正の75%を行なうように選択される。このプロセスはなされるべき残りの補正が許容限界内にあるとみなされるまで繰返される。この連続する近似プロセスは比較的ゆつくりであり、操作者に不満を与えるが、レーザを制御するのにフィードバック制御回路を必要としないという利点がある。

【0089】一定周波数のパルス速度が使用される場合には、露光当りのパルスの数は時間に比例し、所定数のパルスが角膜によって受光されたことを確実にするのに単に各露光の継続時間を測定するだけで十分であるということとは理解されよう。この方法の変形例では、ビーム寸法制御手段158のぎざ付きリング194はモータ駆動され、モータ196およびレーザの両方がハウジング170内に位置付けられたマイクロプロセッサの制御下にある。この場合に、マイクロプロセッサはレーザをオン、オフする手続きおよびビーム寸法制御手段158を調節する手続きを実行する。より好ましくは、レーザは連続的にパルス化され、一方マイクロプロセッサはビーム寸法制御手段158を所定の時間-ビーム寸法曲線に従うように調節する。これはレーザがパルス化されている間、ビーム寸法が連続的に調節される周期を含んでもよい。放射される領域と放射されない領域との境界が角膜の表面上を比較的滑らかに移動するビーム寸法制御手段の連続する調節は表面を比較的滑らかに整形する。

【0090】時間-ビーム寸法曲線は上記したように所望の最終補正の75%を行なうようにレーザのパルス速度、ビーム波長および強さに関して選択される。レーザの厳密な制御が必要である。この目的のため、第1図に示すようにレーザエネルギーのパルスを受けている表面の光学的または他の検査からの情報を受信するフィードバック装置86が用意されている。フィードバック路88

はレーザ10を制御するための制御回路22と連通している。従つて、例えば、レーザによつて供給されるパルスの実際の継続時間および振幅は各パルスによつて所望の度合の表面のエロージョンが生じるように調整できる。過度のエロージョンの場合には、引続くパルスは相当に減ぜられるかまたは禁止される。好都合にも、警報装置（図示せず）がフィードバック装置86とともに用意されており、整形の予期しないエロージョンが生じる場合にはこの装置86のそれ以上の動作を禁止し、そして誤り状態を指示する。

【0091】第24図はフィードバック制御動作中の制御回路22の動作のフローチャートである。制御回路22はマイクロプロセッサまたはマイクロコンピュータによつて少なくとも一部分は提供されることが好ましい。

【0092】第22図および第23図の装置を使用する第2の方法においては、レーザのフィードバック制御およびその光学システムが用意されている。角膜計212は第22図に示すように接続されており、ライン214は角膜計212の出力をハウジング170内のコンピュータに供給するように接続され、かつ使用される。再び、角膜計212は角膜の中心領域における曲率に関する情報を最も通常の角膜計によつて提供されるよりも多く提供するように構成されている。角膜に関する角膜計出力はライン214を介してコンピュータに出力される前に機械読取り可能な形式に変換される。この方法で使用される装置においては、ビーム寸法制御手段158のぎざ付きリング194はモータ駆動され、駆動モータ196はコンピュータによつて制御される。

【0093】吸引カツプ206および接眼レンズは第1の方法のように取付けられ、窒素ガス流が流れ始める。ライン214からの入力コンピュータに角膜の現在の形状を計算させる。操作者はキーボード（図示せず）により所望の最終形状を入力し、これはコンピュータのメモリ装置（RAM）に記憶される。コンピュータは現在の形状と所望の最終形状との差を計算し、かつ角膜上の一連の点のそれぞれにおいて必要なエロージョンの深さを計算する。得られるエロージョンの深さは供給されるレーザパルスの数に直接関係するから、コンピュータは各点に供給されるべきであるパルスの数を計算する。しかしながら、コンピュータプログラムはコンピュータによつて計算されたパルスの数が、使用するレーザビームの強さおよび波長が与えられている場合に、所望の形状を達成するのに実際に必要とするパルスの数の75%だけであるように設計されている。

【0094】各点で必要なパルスの数から、コンピュータはどの一連の放射面積が各面積に対して必要な放射のパルス数とともに必要であるかを計算する。これは角膜の隣接する点に対して必要なパルスの数の差に基づいて計算される。かくして、1つの面積が他の面積より多い100のパルスを必要とする場合には、コンピュータに

よつて取り出された一連の放射面積は第1の点をカバーするが第2の点をカバーしない、かつ100のパルスを放射される面積を含む筈である。

【0095】コンピュータが放射シーケンスを決定すると、コンピュータは測定された現在の角膜の形状、必要とする計算された補正、および計算された放射シーケンスをプリンタまたはディスプレイを介して出力する。これらは手術を監督する外科医によつて検討され、確認される。コンピュータ出力が確認された後、操作者は放射シーケンスを開始する信号をコンピュータに入力する。コンピュータはモータ196を駆動して放射の面積をシーケンスの最初の面積に設定する。レーザが作動される。コンピュータコントロールは代表的には50Hzであるより早いレーザパルス速度が使用されるようにする。

【0096】コンピュータは放射軸線のシーケンスから連続する時間-ビーム寸法曲線を計算し、第1の方法に関して記載したように、それによつてモータ196を駆動することが好ましい。放射シーケンスの終りに、コンピュータは角膜計212からの入力を使用して新しい角膜の形状および今必要な補正を計算する。すべてが計画に従つて行なわれている場合には、前に計算した補正の75%が行なわれる。コンピュータは、必要な計算された補正が所定の許容限界内に入るまで上記したプロセス（その計算を出力し、操作者からの確認を待つことを含む）を繰返す。

【0097】角膜計はコンピュータにより連続的に監視されることが好ましく、その結果任意の時間に過度のエロージョンが生じた場合には、これは検出され、レーザは自動的にオフとなる。

【0098】角膜計入力連続的に監視される場合には、コンピュータは放射シーケンスを計算して単一の放射シーケンスにおいてなされるべき完全な補正を実行し、それによつてレーザおよびビーム寸法を制御し、角膜計入力は放射シーケンスを進行している間に再び計算し、補正する。この場合に、コンピュータは初めに投影される時間-ビーム寸法曲線を計算する。しかしながら、エロージョン中の角膜計入力が、任意の点におけるエロージョンの深さが予期される量より多いまたは少ないということを示す場合には、時間-ビーム寸法曲線が適当な面積に供給されるパルスの数を減少または増加するように再び計算され、予期された量のエロージョンからのずれを補正する。

【0099】角膜潰瘍を除去する場合には、この装置の動作方法は同じであるけれど、エロージョンの物体は最小限の整形により潰瘍細胞を除去するべきである。従つて、レーザエネルギーのパルスの寸法、形状および数がその目的で制御され、ビームの寸法および形状はすべてのパルスに対して一定にとどまる。本発明の原理は種々の実験によつてテストされた。



【0100】1つの実験においては、6乃至10の豚または提供者の目のバツチが変化する面積の放射でエロージョンされ、角膜の整形（付形）を行なった。かかる実験において、目は第22図に示す装置の接眼レンズ190の出口開口に置かれた（吸引カップあるいは測定装置212なしに）。ビーム寸法制御手段は大きな放射面積および5Hzのパルス化レーザビームを30秒の間提供するように設定された。その後ビーム寸法制御手段は僅かに減少した放射面積を提供するように調節され、レーザは5Hzでさらに30秒の間パルス化された。放射面積が再び減少され、この手順は増大する深さのエロージョンの同心のリングを提供するように繰返された。

【0101】目は電子顕微鏡検査を行なうために化学的に固定された。電子顕微鏡による検査の結果、角膜基質の表面に一連の段部があることが分つた。別のケースでは、異なるパルスエネルギー密度を使用したので、段部の高さが変化した。段部の高さは25乃至1000nmの範囲であつた。驚いたことに、パルス当りエロージョンされた角膜基質の深さは上側の上皮層がレーザによつて除去されたか、またはレーザを使用する前に他の手段によつて除去されたかに依存して変化するということが見出された。上皮を除去するのにレーザが使用された場合には、角膜基質のエロージョンされた深さは大きかつた。この理由は明らかではないが、しかし涙の膜の作用を包含するものと思われる。

【0102】第22図の接眼レンズもまた、それに接続されたかつ目に取付けられた吸引カップ206と一緒にテストされた。これらテストはうさぎおよび提供者の目について、ならびにゼラチンからつくつた見せかけの目について行なわれた。これらテストにおいては低い放射強度のみが使用され、実験的削摩を含まなかつた。

【0103】提案した方法が医学上の用途に適しているということを保証するために、目の治ゆをテストする実験が猿について行なわれた。これら実験において、放射面積は一定に保持され、3mmの直径の円筒形凹部が生きている猿の目に種々の深さに研削された。6ヶ月後、2匹の猿が臨床技術を用いて検査された。4つの凹部のうち3つは透明であつた。第4の凹部（最も深い70～100μmの深さのもの）は不透明ではなくて僅かに輝きがあつた。

【0104】電子顕微鏡検査は、透明な目は角膜基質の乱れが最小限でありかつ凹部の面積をおおう上皮が良好に再成長しているのて治ゆしているということを示した。上皮は良好に固着しかつしつかりと配向された基部膜を有していた。この場合の基部膜は再成長上皮の細胞によつて下側に置かれており、この細胞はまた、レーザによつて角膜表面に形成された擬似膜を破壊していた。その上、基質の新しい表面はボーマン（Bowman）の膜のような構造体を形成するように再構成されていた。これら実験を繰返すのに有用な背景情報はマーシヤ

ル等の「ホトアブレイティブ・リプロファイリング・オブ・ザ・コーニア・ユースング・エキシマ・レーザ：ホトリフラクティブ・ケラテクトミイ」レーザ・イン・オフサルモロジイ、1986年第1巻第21頁～第48頁に見出すことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による凸状湾曲物体の表面を整形する方法を実施するための装置の概略構成図である。

【図2】一連のパルスにより表面の削摩がどのようにして生じるかを示す概略図である。

【図3】パルスを供給する面積の寸法を変えることによって異なる形状が得られることを示す概略図である。

【図4】表面の曲率を減少させるのに必要な一連の段階を示す概略図である。

【図5】表面の曲率を増大させるために一連の段階においてパルスにさらされなければならない面積を示す概略図である。

【図6】表面の円筒形曲率を減少させる照射面積を段階的に示す概略図である。

【図7】表面の円筒形曲率を増大させる照射面積を段階的に示す概略図である。

【図8】環形の照射が得られる構成を示す概略図である。

【図9】図8に示す素子の斜視図である。

【図10】調節可能な幅のスリットを生じさせる構成を示す概略図である。

【図11】図9に示す装置の変形例を示す斜視図である。

【図12】図10のスリットとは反対のスリットを生じさせるのに使用できる45度のミラー構成を示す概略図である。

【図13】一定エネルギー密度の可変寸法スポットを生じさせる構成を示す概略図である。

【図14】一定エネルギー密度の可変寸法のスポットを生じさせる他の構成を示す概略図である。

【図15】図14の構成を組み込んだ他の構成を示す概略図である。

【図16】図14の構成に使用する4つの開口の形状を示す概略図である。

【図17】ビーム形成用光学システムの断面図である。

【図18】図17の光学システムを別の方向から見た断面図である。

【図19】他のビーム形成用光学システムの断面図である。

【図20】中継望遠鏡の断面図である。

【図21】レーザから目の角膜への光学システムを示す概略図である。

【図22】測定および整形用のレーザ装置を示す構成図である。

【図23】吸引カップと光学システムの下流の端部の構

成図である。

【図24】フィードバック制御回路の動作を説明するフローチャートである。

【符号の説明】

10 レーザ

12 ビーム形成用光学システム

16 物体

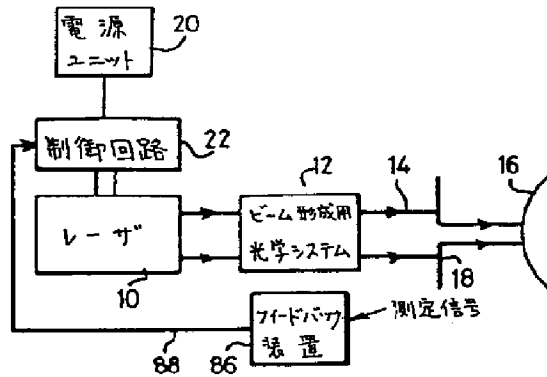
18 開口

20 電源ユニット

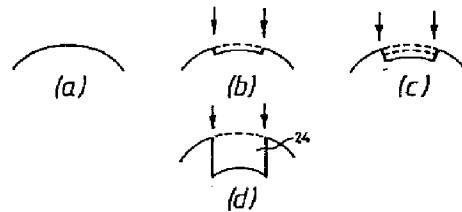
22 制御回路

86 フィードバック装置

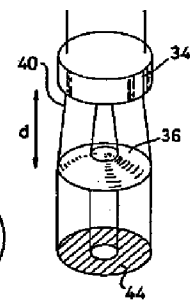
【図1】



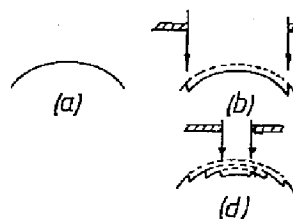
【図2】



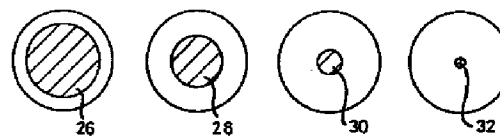
【図9】



【図3】

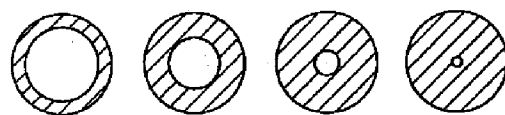


【図4】



【図6】

【図5】

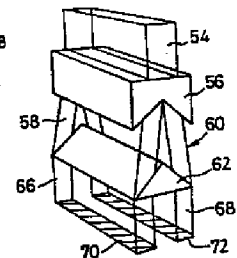
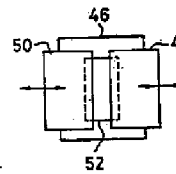
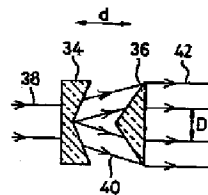


【図8】

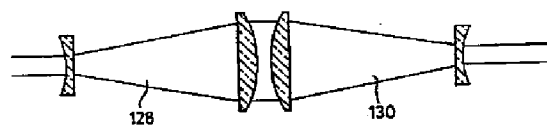
【図10】

【図11】

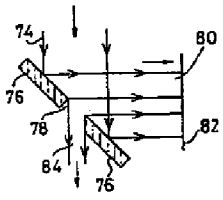
【図7】



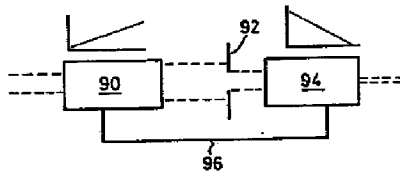
【図15】



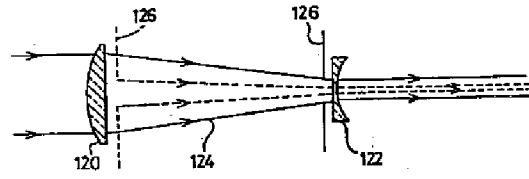
【図12】



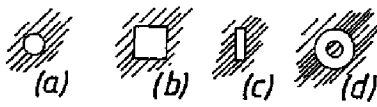
【図13】



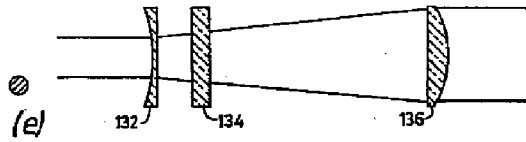
【図14】



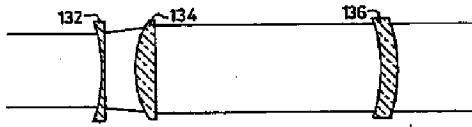
【図16】



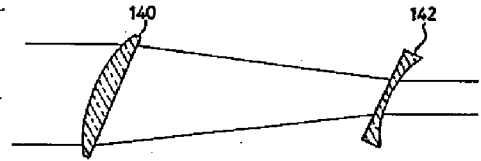
【図17】



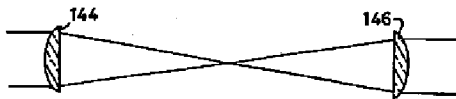
【図18】



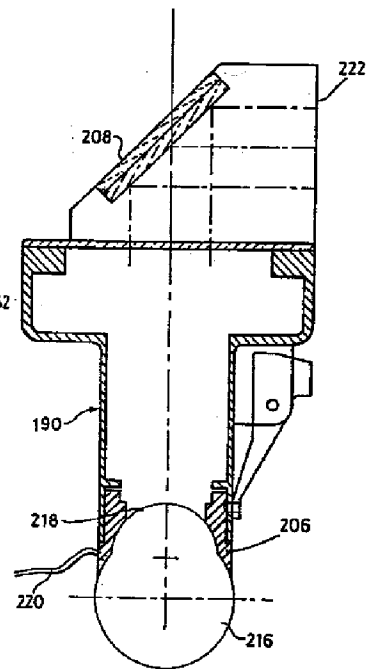
【図19】



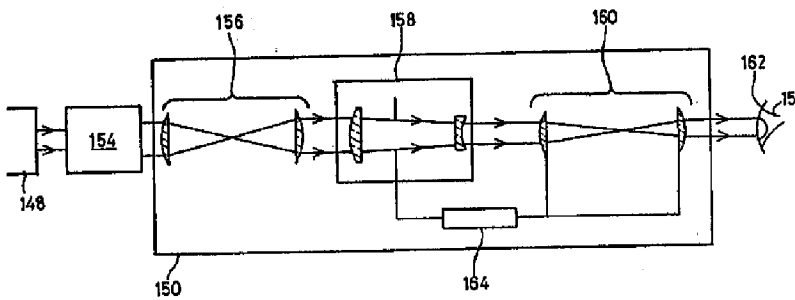
【図20】



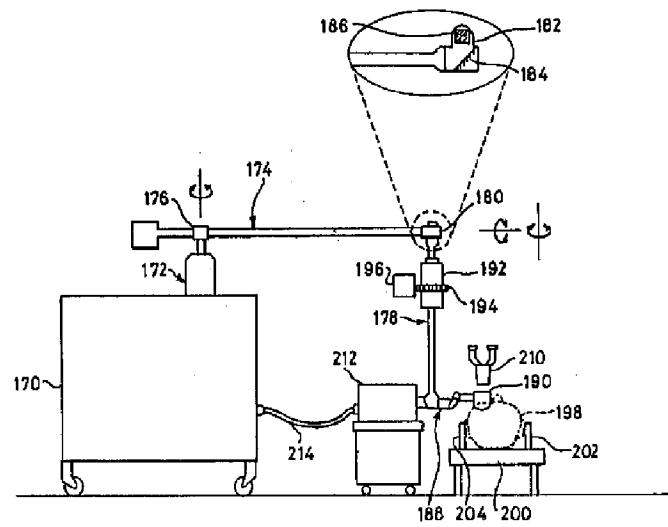
【図23】



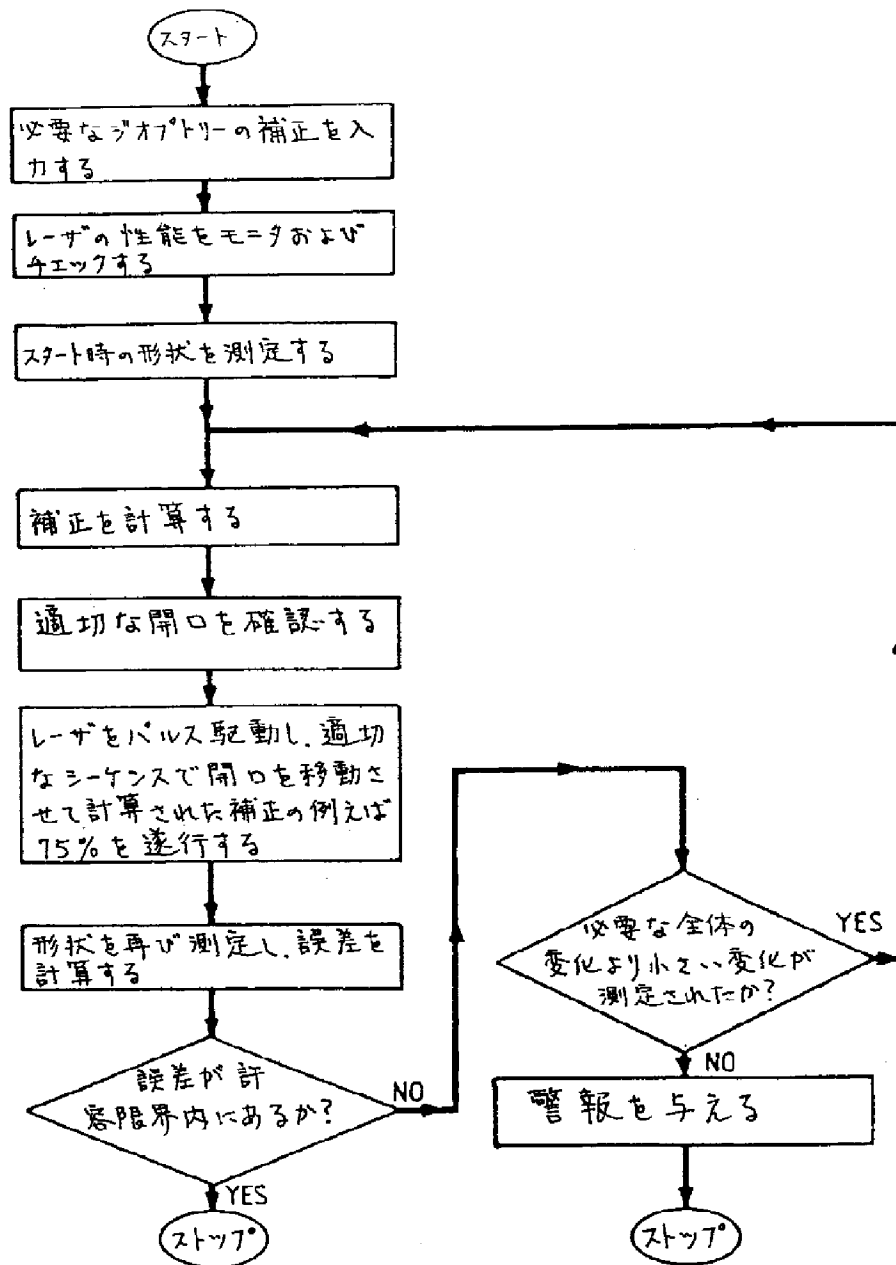
【図21】



【図22】



【図24】



【手続補正書】

【提出日】平成5年3月15日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正内容】

【書類名】明細書

【発明の名称】レーザーを使用する表面のエロージョン

【特許請求の範囲】

【請求項1】 表面でパルスが吸収されて光学的切除をなしうるエネルギーレベルのレーザー光の前記パルスを、ビーム路に沿って生成するレーザー手段と、前記表面を前記レーザー手段に対して位置せしめるための支持手段と、

開口をもち、パルスレーザのエネルギーが送給される表面の照射面積の大きさを光学的に変化させるための光学的手段を含む、前記レーザビーム路に沿って配置されたビーム面積制御手段と、

表面上に前記開口の像を形成するするための像形成手段と、  
を備えたことを特徴とする表面をエロージョン（erosion：削摩）するためのレーザシステム。

【請求項2】 前記パルスが送給される表面の領域の形状を変化させるための光学的なビーム賦形手段をさらに備えた特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項3】 前記レーザ手段がパルス化されるエキシマレーザ手段である特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項4】 前記ビーム面積制御手段が、さらに、前記レーザ手段によって提供されるレーザビームを受け入れ、開口（aperture）を通して通過せしめることによってビームを賦形するビーム賦形手段であって、レーザビームのほぼ光学軸に配置され、前記光学軸に沿って移動して開口を通して通過するビームの横断面領域を変化させるビーム賦形手段を備えている、特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項5】 前記ビーム賦形手段の開口の像をエロージョンされるべき表面に焦点合わせするための焦点合わせ手段を、さらに備えた特許請求の範囲第4項記載のレーザシステム。

【請求項6】 対象物の表面への光路に沿って光学的切除をなすパルスレーザエネルギーのビームを送給するように動作するレーザ手段に対して、該表面を位置せしめる段階と、  
前記光路に沿って配置された開口と調節手段とをもつビーム面積制御手段を動作して光学的に前記ビームを制御して、各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持しながら、該表面に可変の横断面領域のパルスレーザのエネルギーを送給する段階と、  
前記ビーム面積制御手段の開口の像を前記表面上に形成する段階と、  
を備えたことを特徴し、  
それにより各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザビームが照射される面積の大きさにかかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、  
レーザエネルギーにより人間以外の対象物の表面をエロージョンする方法。

【請求項7】 前記パルスが送給される該表面の領域の形状が制御下で調節され、それによってパルスによりエロージョンされる領域の形状を選択するようにした特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項8】 前記パルスによりエロージョンされるべき領域の面積が前記レーザを動作させる段階の間で制御

下において変化せしめられる特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項9】 前記エロージョンされるべき領域の面積を調節する段階に続いて、エロージョンされるべき前記領域の面積が前記レーザを動作させる段階の間に実質的に一定に保持される特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項10】 表面をエロージョンし、それによって表面を形状付け、あるいは再成形するレーザシステムであって、

エロージョンされるべき表面を光学軸に対して位置せしめる、あるいは逆に、光学軸をエロージョンされるべき表面に対して位置せしめる、支持手段と、

レーザ光源からのエネルギーを前記光学軸に沿って表面に伝達するためのビーム送給システムと、

表面に適応されるレーザパルスのエネルギーを生成するための、レーザ光源、電源、および関連する制御回路と、

各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定保持しながら、パルスレーザのエネルギーが適応される表面の面積の大きさを光学的に制御するための光学的制御手段を備え、それによって、表面の選択された範囲の切除を大きくあるいは小さくし、開口を持ちレーザパルスのエネルギーが送給される表面上の照射面積の大きさを光学的に変化するための光学的手段を有する、  
前記光学軸に沿って配置されたビーム面積制御手段と、  
表面上の前記開口の像を形成するための像形成手段と、  
を備えたことを特徴し、

そのために各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザビームが照射される面積の大きさにかかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、  
を備えたことを特徴とする表面をエロージョンするレーザシステム。

【請求項11】 光学素子の表面形状の関数であるパラメータを測定するための測定装置と、  
前記パラメータに対する所望の値を定義する入力を定義する手段と、

前記パラメータの測定値と前記所望の値とを比較して、それによって、フィードバック信号を導き出す比較手段と、

制御信号生成回路手段であって、前記比較手段から得られたフィードバック信号から、レーザ制御信号を生成し、前記制御信号から、レーザ制御信号を生成し、前記制御信号が前記パルスレーザが適応される表面の領域を決定することを可能とし、それによって、光学素子のパラメータの所望する値を得る、前記制御信号生成回路手段と、

をさらに備えた、前記表面が光学素子の表面であるときに使用される特許請求の範囲第10項記載のレーザシ

テム。

【請求項12】 前記表面に適応されるパルスレーザのエネルギー密度が角膜組織に切除のためのしきい値以上であり、角膜組織の切除の飽和レベルより実質的に高い特許請求の範囲第10項記載のレーザシステム。

【請求項13】 前記ビーム送給システムが平凹光学素子を備え、それによりビーム部分が広がり、ビーム強度が減少した中間領域を残す特許請求の範囲第10項記載のレーザシステム。

【請求項14】 前記ビーム面積制御手段が上流および下流に第1および第2のズームシステムを備えた光学絞りを含み、前記ズームシステムが同時の調節のために結合されている特許請求の範囲第10項記載のレーザシステム。

【請求項15】 対象物の表面を、パルスレーザのエネルギーを表面へ送給するように動作するレーザ源に対して位置せしめる段階と、  
レーザ源が光路に沿ってパルス送出し、そのレーザ光が対象物の表面に照射される段階と、  
前記光路に沿って配置された開口と調節手段とをもつビーム面積制御手段を動作して、光学的に前記ビームを制御して各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持しながら、該表面に可変の横断面領域のパルスレーザのエネルギーを送給し、それによって、各パルスに対する単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持すると同時に、表面の領域をより広いあるいはより狭い範囲で選択的に露光し、表面の所望するエロージョン成形を達成する段階と、  
前記ビーム面積制御手段の開口の像を表面上に形成する段階と、  
を備えたことを特徴し、  
それにより各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザビームが照射される面積の大きさにかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、  
人間以外の対象物の表面をエロージョンする方法。

【請求項16】 対象物の表面に照射されるレーザエネルギーが表面を形成する物質によって吸収されて、吸収されずに残留して表面の下に物質を貫通し影響を及ぼす僅かのエネルギーしか存在しないように、あるいはそのようなエネルギーが全く存在しないように、レーザの波長が選択された特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項17】 パルスエネルギーが表面の選択された重複する範囲に指向せしめられ、それによって、ある時間期間が経過するまで、表面の異なった範囲がレーザ源から異なったエネルギー量で露光され、表面に差別的なエロージョンを生成する特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項18】 表面に放射されるパルスレーザのエネ

ルギー密度が、切除のためのしきい値よりも大きく、対象物の物質の切除のための飽和レベルより実質的に大きくない特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項19】 エロージョンプロセス中に、ガス流が表面に導入されてレーザビームと表面との相互作用から生じる残渣を除去する段階をさらに備えた特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項20】 前記ガスが窒素である特許請求の範囲第19項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項21】 眼の角膜の薄い表面層でパルスが吸収されて光学的切除をなすエネルギーレベルのレーザ光の前記パルスのビームを、光路に沿って生成するレーザ手段と、

前記眼を前記レーザ手段に対して位置せしめるための支持手段と、

開口と、パルスレーザのエネルギーが送給される表面上の照射される領域の大きさを光学的に変化させるためのビームを形成する光学的手段とを含む、前記レーザビーム光路に沿って配置されたビーム面積制御手段と、  
前記開口の像を前記表面上に形成するための像形成手段と、

を備えたことを特徴とする眼の角膜の表面を変形させるための角膜再成形システム。

【請求項22】 前記レーザ手段が波長193nmの紫外線レーザ光のパルスを生成するエキシマレーザ手段である特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項23】 前記レーザ手段が0.1~1.0ジュール/cm<sup>2</sup>の範囲のエネルギーレベルのレーザ光のパルスを生成する特許請求の範囲第22項記載の角膜再成形システム。

【請求項24】 前記眼の前記レーザ手段に対して位置せしめるための支持手段が、さらに、前記眼を固定することができる真空クランプを備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項25】 前記ビームを形成する光学的手段が、さらに、複合のズームレンズ配列を備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項26】 前記ビームを形成する光学的手段が、さらに、相補的な円錐形のレンズを備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項27】 前記ビームを形成する光学的手段が、さらに、相補的な鏡状の表面を備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項28】 レーザ光に露光される表面を検査し、前記表面の検査に応答してレーザ手段に制御信号を生成するためのフィードバック監視手段をさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項29】 最初に、所望する最終的な形状が入力

され、また、処理中に、それまでに達成された再成形の範囲に関する測定されたデータが入力され、そして、少なくともレーザ手段を制御する制御信号を出力する、マイクロプロセッサをさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項30】 切除処理中に残渣を除去するために角膜表面にガス流を導入する手段をさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明はレーザ、特にパルスレーザを使用して例えば表面を付形するような表面にエロージョンを施すための装置および方法に関する。

【0002】

【従来の技術】製品の表面にエロージョンを施すためにレーザ源を使用する方法は知られている。本発明の1つの目的はそのような方法および装置を改良し、上記技術が敏感な表面に適用できるようにすること、特に下側の層に影響を与えることが望ましくない物体に適用できるようにすることである。

【0003】医学の分野において、ある形式の近視の治療法として知られた技術は目の下面層であるコラーゲンの一区分を外科的に除去し、この除去したコラーゲンの一区分を例えば外科的研削によって再整形し、この再整形した区分を目の中に戻すということである。目はこの再整形されたコラーゲン層をおおう外側細胞層の矯正によって直る。別の方法としては、角膜の層が皮弁（フラップ）として切開され、人工あるいは提供者の水晶体インプラントが皮弁の下側に挿入され、この皮弁が再び縫合されるものである。

【0004】本発明の他の目的は目の角膜を整形するための改良された、創傷の少ない方法および装置を提供することである。提供者の目の角膜の一区分を患者の目に移植する角膜の移植を行なうことも知られている。移植された提供者の角膜は患者の目に縫合されなければならないが、偶然ではあるが糸のあるものがかたすぎるがしばしばあり、これが手術後の角膜に屈折力の誤差を生じさせる。現在のところ、これら屈折力の誤差を除去する方法が2つある。両方とも患者の目が直るまで待つ必要がある。1つの方法では移植手術が再度行なわれる。他方の方法では角膜の形状を変えるために弛緩切開が角膜に行なわれる。

【0005】本発明の他の目的は角膜の移植手術中に導入される屈折力の誤差を直すための改良された、創傷の少ない方法および装置を提供することである。角膜から潰瘍物質を削り取ることによって角膜潰瘍を処置することは知られている。しかしながら、これは潰瘍細胞を広げる傾向がある。その上、削り取ることは滑らかな下側表面を残さないことになるので、その後矯正する角膜表面層は完全には透明にならない可能性があり、また再び

潰瘍化する傾向もある。

【0006】本発明の他の目的は目に潰瘍細胞を広げない、かつ潰瘍細胞の除去後に滑らかな表面を残す角膜潰瘍を除去するための方法および装置を提供することである。切開用手術用具として「レーザメス」と呼ばれているレーザビームを使用することは近年知られている（例えば、米国特許第3,769,963号参照）。1980年に、最近開発されたエキシマレーザに露出させることによって角膜上皮が受ける損傷についての研究が行なわれた（タボアダ等の「レスポンス・オブ・ザ・コーニアル・エピセリウム・トゥー・K<sub>r</sub>Fエキシマ・レーザ・パルス」ヘルス・フィジックス1981年第40巻第677〜683頁参照）。その期間においては、角膜の外科手術は通常、ダイヤモンドまたはスチールのナイフまたはかみそりを使用して行なわれており、その上、このような技術は依然として研究されていた（例えば、バインダー等の「リフラクティブ・ケラトプラスティ」アーキテクチュアル・オフサルモロジー1982年5月第100巻第802頁参照）。角膜の手術において物理的切開用具を使用すること、および皮弁の下側へインプラントを挿入することは広く実行され続けており、技術がさらに今日まで開発され続けている（例えば、「リフラクティブ・ケラトプラスティ・インプレーブス・ウィズ・ポリサルホン、ポケット・インシジョン」オフサルモロジー・タイムス、1986年7月1日参照）。

【0007】エキシマレーザからのビームにより角膜上を走査することによって角膜の1つまたはそれ以上の領域の光分解切除を行なうことがエル・エスペランスのヨーロッパ特許出願第0151869号において提案されている。この特許出願では走査手段を使用するため、レーザビームを代表的には0.5mm×0.5mmの寸法の丸みのある正方形のような小さなスポットにする必要がある。上記した標準の寸法および形状をつくること以外には、スポットの寸法あるいは形状を変えるまたは制御すべきであるということについての示唆はなく、実際に、エル・エスペランスのシステムにおいては、スポットの寸法を変えることは、角膜に対するレーザビームの効果が走査路を制御することによって制御されることを意図しているので、非常に望ましくないものと思われる。

【0008】エル・エスペランスは、近視および遠視状態はこの標準の小さなスポット寸法を有するエキシマレーザビームにより引続く走査中走査される領域を変えて繰返し走査し、角膜のある部分が他の部分よりかなり多く走査されるようにすることにより角膜の外表面の曲率を変えることによって軽減することができるということを示唆している。このように、表面はスポットによって走査される回数に依存する異なる量だけエロージョンを施すことができるということが要求される。エル・エスペランスはまた、角膜移植の受け入れ場所としての凹



部を提供するために角膜から均一の深さに物質を除去することを示唆している。また、エル・エスペランスは、ある厳しい近視および遠視状態は角膜の外表面に所望の曲率の部分間にフレネル形式のステップを有する新しい形状を与えることにより組織の除去を減少させることによって処置できるということを示唆している。

【0009】実際には、エロージョンを施した表面が滑らかであるという要件を満たす精度でレーザービームを走査するには複雑な装置が必要である。従って、走査の引続く掃引がオーバーラップする場合には、このオーバーラップした領域において過度のエロージョンが生じ、一方引続く掃引がぴったりと合致しない場合には掃引間にうね（隆起）が残ることになる。エキシマレーザービームを小さなスポットに圧縮することはビームエネルギー密度を増大させ、これはこれら問題を悪化させる傾向を有する。エル・エスペランスは一実施例において磁界によりレーザービームを制御しようとしているので、適当な走査システムを見つけたか否か明らかではない。その上、この走査方法は、レーザービームが任意の与えられた瞬間に処置されるべき全面積の非常に小さな部分のみをエロージョンするだけであるので、非常に手の込んだ技術および装置によってでさえ固有に時間がかかる。

【0010】さらに、そのような走査システムは角膜組織のような比較的軟質の物質にリップル効果を生じさせる傾向がある。それ故、本発明の他の目的はエロージョンを受ける表面の領域を走査する必要なしにレーザーを使用して表面をエロージョンするための方法および装置を提供することである。

【0011】

【問題点を解決するための手段】本発明の一面によれば、レーザー手段とこのレーザー手段に関して正確に表面を位置決めするための位置決め手段とを含む表面をエロージョンするためのレーザーシステムが提供される。前記レーザー手段は前記位置決め手段によって位置決めされた表面にレーザーエネルギーのパルスを送給してこの表面をエロージョンするように動作し、かつ各レーザーエネルギーのパルスが送給される表面の面積の寸法を制御し、かつ変化させる手段を有する。

【0012】本発明の他の面によれば、表面がこの表面にエネルギーパルスを送給するように動作するレーザー手段に関して正確に位置付けられ、エネルギーパルスが送給される表面の面積の寸法が制御された態様で調節でき、従ってレーザーの動作の前に各パルスによってエロージョンされる面積の寸法を選択することができるレーザーエネルギーによって表面をエロージョンする方法が提供される。また、パルスが送給される表面の面積の形状も制御でき、かつ調節できることが好ましい。本発明の方法および装置は表面の輪郭を変え、従ってその形状を変えるために適用できる。それ故、本発明の方法はレーザーの動作中、各パルスによってエロージョンされるべき面積の寸

法および好ましくは形状を制御下で変化させ、エロージョンによって表面の形状に所望の変化（変形、変更）を生じさせる段階を含む。

【0013】本発明の他の面によれば、表面をエロージョンし、それによって表面を整形するためのレーザーシステムにおいて、（１）エロージョンされるべき表面を光学軸に関して（あるいはその逆）正確に位置決めするための手段と、（２）レーザー光源からのエネルギーを前記光学軸に沿って表面に供給するためのビーム送給システムと、（３）前記表面に供給するためのレーザーエネルギーのパルスを発生するレーザー光源、電源および関連する制御回路手段と、（４）レーザーエネルギーのパルスが表面に供給される面積を制御し、それによって照射される領域の切除を大きくしたり、小さくしたりする制御手段が提供される。本発明の他の面によれば、（１）レーザー光源に関して物体を正確に位置決めする段階と、（２）レーザー光源からのエネルギーが前記物体の表面に当るようにレーザー光源をパルス化する段階と、（３）複数のパルスの放出中エネルギーが入射する面積を変化させるようにレーザーの出力を制御し、それによって表面の面積を大きくあるいは小さく選択的に露光し、表面に所望のエロージョンの形状を得るようにする段階とからなる物体の表面をエロージョンする方法が提供される。

【0014】表面が大きい場合には、装置がこの表面に関して好都合に位置決めされる。表面が比較的小さな物体上にある場合には、この物体が光学軸に関してより好都合に位置決めされる。本発明の好ましい一面によれば、表面がこの表面層の下側の物質とは異なる物質の層からなりかつ下側層に悪影響を与えないことが望ましい場合に、表面に入射するレーザーエネルギーがこの表面層を形成する物質によって吸収されるようにレーザー波長が選択され、下側層に浸透して悪影響を与えるエネルギーが殆んどあるいは全く残存しないようにしている。

【0015】好ましくは、レーザーは繰返しパルス化され、そしてアイリス絞り、ミラー、ビーム分割器および他の同様の装置を使用してパルスエネルギーは全部あるいは一部分が表面におよび、あるいは表面の選択された１つまたは複数の領域に指向され、ある時間の間、表面の異なる領域がレーザー光源からの異なる量のエネルギーにさらされて表面に差のあるエロージョンを行なうようにする。必要な変更が物体の表面の凹部の増大（または凸部の減少）からなり、かつエネルギーが放射され得る面積が前記変更が行なわれるべきである面積に少なくとも等しくされ得る場合には、この変更されるべき表面はこの表面を一連の光エネルギーのパルスにさらすことによって前記変更を行なうようにエロージョンされてもよく、その間各パルスによって生じる照射面積を連続的に減少させるようにこの面積を制御する。

【0016】このように面積の中心領域は周辺領域よりも多くのエネルギーにさらされ、その結果より多くのエロ

ージョンが周辺領域よりも中心領域において生じ、それによって凹部表面のくぼみを増大させ、また平らな表面の凹状のエロージョンまたは凸状表面の凸部の減少を生じさせる。逆に、凸部の増大（または凹部の減少）が要求される場合には、反対の手法が使用され、周辺領域が中心領域よりも多くさらされてレーザーエネルギーが供給される領域の中央に丘状部を残す。

【0017】レンズ、ミラー、あるいは他の光学素子の整形に特に適用できる本発明の特に好ましい一構成においては、屈折力または表面曲率のような光学素子の表面形状の関数であるパラメータを測定するための装置内に測定装置が含まれており、パラメータに対する所望の値を定める入力を受信するためのキーボードおよびランダム・アクセス・メモリ・デバイスのような手段が設けられており、この所望の値とパラメータの測定値とを比較するための比較手段が含まれており、そして前記比較から得られたフィードバック信号からレーザーに対する制御信号を発生するための制御信号発生回路が設けられている。この制御信号は、特に、レーザーパルスが有効である面積を決定するように働き、それによって光学素子のパラメータの所望の値を得る。

【0018】代表的には、比較手段および制御信号発生回路はランダム・アクセス・メモリを組み込んだコンピュータシステムによって提供される。入力はパラメータの所望の値を特定するか、あるいはこのパラメータの所望の値が引き出される他の関連した第2のパラメータの所望の値を特定することによって前記パラメータの所望の値を定めてもよい。好ましい方法においては、レーザー光源は実質的に一定のエネルギー密度を有する光パルスを発生するようにパルス化され、その結果表面物質の既知の深さが各パルスごとにエロージョンされることになる。比較的低下出力を使用することによって、各パルスに応答して極く薄い物質の層を除去することができる。連続的な監視およびフィードバックによって、表面の非常に正確な整形（付形）が行なえる。

【0019】本発明は目の角膜の表面の整形に特に適用できる。ここで、物体の表面というときにはときどき露出される表面をいう。かくして、角膜を整形する際には、角膜の基質の層が除去される場合には形状の永続する変化が得られるだけである。この目的のため、角膜の上側の上皮は整形する前に除去されねばならず、例えばレーザーの初期のパルスによって除去され、その後でレーザーは角膜の露出された表面をエロージョンし、形状の永久変化を生じさせる。上側の上皮はエロージョンの後、自然の治癒過程によって再形成される。

【0020】従って、本発明の他の面によれば、（1）レーザー源に関して目を固定する段階と、（2）レーザー源からの光が目の角膜の表面に当るようにレーザー源をパルス化する段階と、（3）複数のパルスの放出中光が入射する面積を変化させるようにレーザーからの光を制御

し、それによって表面の面積を大きくあるいは小さく選択的に露光し、表面に所望のエロージョンの形状を得るようにする段階とからなる目の角膜の表面を整形する方法が提供される。

【0021】本発明のさらに他の面によれば、目が角膜の表面にレーザーエネルギーのパルスを送給するように動作するレーザー手段に関して固定され、これらパルスが送給される角膜の表面の面積の寸法および好ましくは形状が制御下で調節され、それによって各パルスによってエロージョンされる面積の寸法および好ましくは形状を選択し、その後レーザーが作動されるように構成された目の角膜の表面の面積をエロージョンする方法が提供される。本発明の好ましい一面によれば、角膜の表面に入射するレーザーエネルギーが角膜を形成する物質によって吸収されるようにレーザー波長の下側層は選択され、目の下側物質に浸透し、悪影響を与えるエネルギーが殆んどあるいは全く残存しないようにしている。

【0022】かくして、本発明は目の屈折力の誤差（近視、遠視および乱視等のような）を補正するために角膜の表面を整形するための方法および装置を提供し、この方法および装置はパルス化レーザー源と角膜の表面のレーザービームの寸法および形状を変化させることができるビーム送給システムとを使用する。その上、本発明の整形方法および装置は角膜移植手術の後で目の屈折力の誤差を補正するのに使用できる。かくして、移植手術が屈折力の誤差を導入した場合に（例えば、1本またはそれ以上の縫目の糸の偶然の締めすぎによつてのように）、この屈折力の誤差は移植手術を再び行なうあるいは弛緩切開を行なう代りに角膜の表面を整形することによって除去できる。

【0023】さらに、角膜の表面をエロージョンするための本発明の方法および装置は角膜の潰瘍を除去するのにも使用できる。任意の1つのパルスによってエロージョンされる面積の寸法および好ましくは形状を制御することによって、エロージョンされる物質を実質的に完全に除去されるべき潰瘍物質の各領域に制限することができる。目を横切る潰瘍物質の物理的こすり取りを行なわないから、潰瘍細胞はこの過程により広がらない。また、あるレーザー波長（例えば193nm）により切除後に残る表面は滑らかであるので治癒後の角膜の光学的欠陥は最低となり、潰瘍の再発生の可能性を減少させる。

【0024】目の形状または光学的特性を測定するための測定装置からの出力がレーザーエネルギーのパルスの送給を制御するのに使用される自動フィードバック制御システムを設けてもよい。あるいは、漸近法技術によるエロージョンにより所望の表面形状を得ることができる。この技術においては、表面の形状をどの程度変えるべきかを決定するために測定装置が使用される。レーザーエネルギーパルスは表面に送給され、所望の変更よりも僅かに少なく変更を行なう。測定装置は所望の形状に達するのに

今必要な補正を決定するために再び使用され、従ってレーザーエネルギーのパルスがさらに供給されて合計の計算された補正より僅かに少ない補正を行なう。エロージョンされる表面が適切な精度の所望の形状になるまで、このプロセスは繰返される。

【0025】通常、角膜計と呼ばれている適当な測定装置は知られており、商業的に入手可能である。そのような装置の例として京都のサン・コンタクト・レンズ・カンパニーによって製造された「写真角膜鏡（ホトケラトスコープ）」あるいは米国オクラホマ州のインターナショナル・ダイアグノスティック・インスツルメンツ・リミテッドによって製造された「コーニアスコープ」がある。

【0026】レーザー手段に関して目を位置決めするために、通常の吸引リングまたはカップが使用できる。これらは通常は目の白色領域（強膜）に適用され、目にカップをクランプするのに十分であるが角膜が歪むほど大きくない低い吸引圧力源に接続される。カップは目に関して正確に位置決めされる別の装置（この場合には、これはレーザーの光学システムである）に固定してもよい。目に関してマイクロケラトーム・ブレード（角膜切開刀）を位置決めするそのようなカップを使用することは1986年7月1日のオフサルモロジ・タイムスの第39頁に示されている。

【0027】使用できるレーザーの例はエキシマレーザー、HFレーザー、およびパルスCO<sub>2</sub>レーザーである。角膜の削摩には現在のところArFエキシマレーザーが好ましい。角膜の削摩のような医学上の用途においては、米国マサチューセッツ州のサミット・テクノロジー・インクによって製造された「EXCIMER」システムのような医学用に設計されたエキシマレーザーを使用することが好ましい。そのようなレーザーが角膜を照射するために使用されると、角膜の表面の照射された領域から薄い層が除去される。

【0028】レーザーに対するパルス繰返し率は各特定の用途の必要性に合致するように選択できる。通常、このパルス繰返し率は毎秒1〜500パルスであるが、好ましいのは毎秒1〜100パルスの間である。ビーム寸法を変えることが望まれるときには、レーザーパルスは停止される。あるいはパルスが継続する間にビーム寸法が変化できる。エロージョンの進行を監視し、レーザーシステムを自動的に制御するために測定装置が使用される場合には、パルスを中断することなしに制御された率でビームの寸法が連続的に変化できる。

【0029】適当な照射強度はレーザーの波長および照射される物体の性質に依存して変化する。任意の物質に供給されるレーザーエネルギーの任意の波長に対して、代表的にはそれ以下では重要なエロージョンが生じないエネルギー密度のスレッシュホールド値がある。このスレッシュホールド値より上の密度では、飽和値に達するまでエネルギー密度

が増大するとエロージョンの深さが増大するというエネルギー密度の範囲がある。飽和値以上にエネルギー密度が増大した場合には、エロージョンの重大な増大は生じない。

【0030】スレッシュホールド値および飽和値はレーザーエネルギーの波長によって、またエロージョンされるべき表面の物質によって、容易には予知できない態様で変化する。しかしながら、任意特定のレーザーおよび任意特定の物質に対してこれら値は実験によって容易に見出すことができる。例えば、波長193nm（ArFエキシマレーザーから得られる波長）のエネルギーによる角膜基質（コラーゲンのサブ層）をエロージョンする場合には、スレッシュホールド値は約50mJ/cm<sup>2</sup>/パルスであり、飽和値は約250mJ/cm<sup>2</sup>/パルスである。飽和値を小さな係数以上越えた場合には殆んど利点がないようであり、角膜表面における適当なエネルギー密度は50mJ/cm<sup>2</sup>/パルス乃至1J/cm<sup>2</sup>/パルス（193nmの波長に対しては）である。スレッシュホールド値は波長によって非常に急速に変化する可能性があり、F<sub>2</sub>レーザーから得られる波長である157nmにおいてはスレッシュホールド値は約5mJ/cm<sup>2</sup>/パルスである。この波長において、角膜表面での適当なエネルギー密度は5mJ/cm<sup>2</sup>/パルス乃至1J/cm<sup>2</sup>/パルスである。

【0031】このレーザーシステムはエロージョン（侵食、削摩、研削、切除等を意味する）されるべき表面に飽和値より僅かに小さいエネルギー密度を提供するように使用されるのが非常に好ましい。従って、193nmの波長で角膜をエロージョンするときには（この条件のもとでは飽和値は250mJ/cm<sup>2</sup>/パルスである）、100乃至150mJ/cm<sup>2</sup>/パルスのエネルギー密度のパルスを角膜に提供することが好ましい。

【0032】代表的には、単一のパルスは角膜から0.1乃至1μmの範囲の深さにコラーゲンをエロージョンする。削摩される領域の形状は可調節の寸法および形状の開口を通じて物体（例えば角膜）を照射することによって、および、あるいは同じく寸法および形状が調節可能な光学絞りを使用することによって、定めることができる。目の角膜のような物体の屈折力のある形状を変化させるために、この物体は時間とともに変化する光のパターンによって照射され、その結果この物体の異なる領域が異なる数のパルスを受け入れ、従って異なる度合いにエロージョンされる。

【0033】円形のアイリスが目の角膜のような物体に向けられたビーム中に置かれ、このアイリスが伸長され（すなわち、開放され）、その間パルスが供給され続けている場合には、物体の中心領域が、所定の時間期間の後、これを取囲む環形の露出領域よりも多くのパルスを受ける（従って大きな割合でエロージョンされる）。

【0034】開口の各設定に対して放出されるパルスの数を制御し、かつ開口の寸法を制御することによって、

物体のエロージョンされる表面の実際の形状が非常に厳密に制御できる。実際には、アイリス絞りは寸法が変化したときに開口の形状を必ずしも一定には保持せず、その上アイリス絞りで利用できる形状の範囲には限界がある。現在好ましい他のシステムはレーザーエネルギーの平行化されたビームを光学システムに通し、この光学システムによって再び平行化する前に、ビームが発散の領域、集束の領域、あるいは両方を持つようにさせることである。ビーム付形用絞りがビーム軸線に沿って集束あるいは発散の領域中を移動するように配置される。この絞りはビーム付形用開口または窓を有し、可変寸法の付形されたビームを提供する。あるいはこの絞りはビームが可変寸法の減少した照射領域または照射ゼロの領域を有するようになる付形された絞り部分を有してもよい。

【0035】より複雑なビーム形状が必要なときには、開口と絞り部分の組合せを使用すればよい。便宜上、以下の記載は開口を有する絞りに関してであるが、他の形式の絞りが同様の態様で機能することは勿論である。このような絞りがビームの軸線に沿って移動されると、絞りの位置でのビーム径は変化する。従って、絞りがその移動範囲の一端にあると（ビーム径が最小である場合）、ビームの全部（または比較的大きな部分）が開口を通り、他方絞りが移動範囲の他端にあると（最大ビーム径）、ビームの比較的小部分のみが開口を通る。開口を通るビームの部分だけが再び平行化され、従ってビームの軸線方向に絞りを移動させると、平行な出力ビームの寸法が変わる。平行な出力ビームの形状は絞りの開口の形状によって調節される。開口を通るレーザービームの部分は開口によって影響を受けないから、絞りはビームのエネルギー密度に影響を与えず、単にその寸法に影響を与えるだけである。

【0036】入力ビームは平行にされなくてもよく、この場合にはシステムの光学素子は出力ビームが平行にされることを確実にするために僅かに異なる出力を有する。開口から外へ伝播するビームの縁部にまたは絞り部分の縁部に発生する傾向のあるフレネル回折フリッジングまたはリングングに鑑み、望遠鏡のような別の光学システムを使用して絞りの像がエロージョンされるべき表面に集束するようにすることが好ましい。この態様においては、表面におけるビームに対しておよびビーム内の照射でさえ、はっきりとした縁部が提供できる。表面に供給されるビームの形状は絞りの開口の形状に対応するから、広範囲のビーム形状が利用できる。

【0037】表面の曲率を増大させることが望まれる場合には、反対の（すなわち、凸面形状のエロージョン）形状を使用しなければならない。この目的のため、凹面円錐レンズ、または他のビーム分割装置が、中心領域がゼロまたは最小限の照射を受ける環形の照射領域を形成するために利用できる。凹面円錐レンズと組合せて相補の凸面円錐レンズを使用することにより、照射される環

形の径は凸面円錐レンズと凹面円錐レンズとの間の軸線方向の距離を変えることにより調節できる。

【0038】代りにミラーが使用できる。楕円形開口を有するミラーをレーザーの照射軸線に対して45度の角度に位置付けし、照射されるべきである表面に関してこのミラーの中心の穴の像が露出されるべきである表面の領域の中心と一致するように位置付ける。照射される環形の寸法はミラーを変えることによって変更できる。可変幅の照射されないストリップを提供するのにはミラーが特に有用である。照射されないストリップを生じさせるギャップによって分離された2つのミラー部分を用意してもよい。これらミラー部分を互いに接近するまたは離れる方向に移動させることによってストリップの幅が変化できる。

【0039】ビームの軸線に沿って移動可能な絞りを使用する上記したシステムはまた、中心らに照射されないストリップまたはスポットを有するビームを提供するのにも使用できる。これは付形された中心絞り部分を単独であるいはより大きな絞りの開口中に設けることによって達成される。角膜の正常な表面は凸面であるから、凹面形状を形成することにより角膜の表面は事実上僅かに平らになる。角膜の表面を平らにすることは目の屈折力を減少させるように作用する。逆に角膜の曲率を増大させると（凸面形状のエロージョンを行なって）、目の屈折力は増大する。エロージョンが点のまわりではなくて線に平行に行なわれるべきである場合には、円筒形レンズまたは平面ミラーまたはスリットが可変幅の長方形領域の照射を生じさせるのに使用できる。かかる技法は乱視等を補正するために角膜に使用できる。

【0040】本発明の好ましい特徴によれば、エロージョンプロセス中表面にガス流を導入してレーザービームと表面との相互作用から生じる残渣を除去することによって均一にエロージョンされた表面が得られる。エロージョンされる表面が目の角膜である場合には、ガスは窒素であると好都合である。本発明が角膜の整形、付形に使用されるべきである場合には、外科用顕微鏡がレーザーを正しく指向することを外科医に可能にするために使用できる。

【0041】

【実施例】第1図においてレーザー10は所定の波長を有する比較的大きな直径の単色光ビーム14を発生するビーム形成用光学システム12に光出力を提供する。このビーム14は整形されるべきである物体16に送られる。この物体16は図示するように例えば目の角膜よりなる。ビーム形成用光学システム12と物体16の表面との間に開口18または他のビーム寸法制御手段が位置付けされている。開口18の寸法は照明される物体の面積を決定する。

【0042】レーザー10は電源ユニット20および制御回路22によって付勢される。制御回路22はレーザー1

0から所定周波数の光パルスが発生させるように調節可能である。電力はパルスのエネルギーを制御するように調節可能であることが好ましい。開口18は固定であっても可変であってもよい。固定開口18の場合には、物体16の表面に到達する一連のパルスのエネルギーの結果が第2図に示されている。最初の表面は第2図(a)に示されており、第2図(b)および(c)に1つのパルスおよび2つのパルスを受け入れた後の表面が示されている。

【0043】多数のパルスが同じ面積に到達した後、比較的深い凹部24が表面に形成される。この凹部24の形状は代表的には円形である開口18の形状によって決定される。この場合には、凹部24は表面中のおおむね円形の穴の形式にある。第2図に例示した形式のエロージョンは例えば角膜移植手術に対する角膜ベッドの準備に使用できる。第2図において使用されるビームが円筒形、あるいは照明領域が照明の減ぜられた（または照明ゼロの）領域を取囲むある他の形状であった場合には、第2図に例示された形式のエロージョンは角膜移植手術用のインプラント（「ドナー・ボタン」として知られている）を準備するのに使用できる。この場合に、レーザエロージョンはレーザが提供された角膜を完全に切断するまで続けられ、この移植手術用のボタンは照明の減ぜられた（または照明ゼロの）領域によって残された部分により提供されることになる。

【0044】現在は、通例のようにドナー・ボタンが冠状のこぎりを使用して除去される場合には、角膜の移植は、冠状のこぎりが円形の区分を切断することしかできないので、円形でなければならない。しかしながら、レーザエロージョンが使用される場合には、ドナー・ボタンの形状は変化し得る。これは、ドナー・ボタンが患者の角膜の用意されたベッド中に嵌合する配向状態（向き）を決定するのにドナー・ボタンの形状を使用することができるので、有益である。第3図はパルスが表面に連続的に供給される時間の間開口を変化させることによって表面の整形がどのように行なわれるかを例示する。開口18が大きいと、少量の物質が表面の比較的広い面積から除去される。他のパルスが到達する前に開口を減少させると、その後のパルスによって生じる削摩は狭い面積となり、形状は第3図(c)のように変化する。

【0045】開口18がさらに小さくされると、次のパルスは第3図(d)に示すようにさらに狭い面積上を除去する。その結果表面は第3図(a)の最初の形状にくらべておおむね平らな形状になる。開口18を小さくすることによって一連のパルスが表面を照射する態様を第4図に示す。レーザによって照射された面積は斜線26、28、30および32によって示されている。各場合に、開口はその寸法が前のパルスの送給時とくらべてかなり減少されている。

【0046】第5図に示すように、開口の代りに絞り

（ストップ）が使用され、この絞りの影が表面に現われるようにされ、一連のパルス中照射される面積（同じく斜線で示されている）が最も左側の狭い環形から最も右側のほぼ円形の面積にまで増大されるようにしてもよい。非対称の開口または絞り（スリットあるいは線形絞りのような）が使用される場合には、第6図および第7図に示すように表面の円筒の曲率を変更できる。これら図面においても第4図および第5図の場合と同様にレーザによって照射される面積は斜線で示されている。

【0047】第6図においては可変幅のスリットを使用し、照射幅が狭くなるようにこのスリットの幅を連続的に減少させることによって曲率を変更される。第7図においては不透明の絞りを使用し、表面がだんだんと広く照射されるようにこの絞りの幅を変えることによって曲率を変更される。第1図乃至第7図に示した物体は目の角度であってもよいということを理解すべきである。第1図乃至第7図はレーザビームの形状および寸法を制御し、変化させることによって表面がエロージョンされ、整形される態様を概略形式で示すものである。異なる整形領域が開口および絞りによって検討されたけれど、ビーム寸法制御手段として使用できる多種類のビーム整形光学システムが存在する。可能であるビーム寸法制御手段の特定の構成について次に説明する。

【0048】第8図および第9図の装置は屈折作用によって第5図の照射パターンを形成するように使用できる。ここでは平凹円錐素子34が相補の平凸円錐素子36から距離dだけ離間されている。これら2つの素子34および36は接触させた場合にはぴったりと一体化する。素子34の平らな表面に入射する平行な光ビーム38は円錐表面において発散する環形の光40に変換され、素子36によって円筒形の環形42に集束される。照射されない中心領域の直径Dは素子34と36間の間隔dによって決定される。

【0049】第9図は第8図の素子を斜視図で示し、かつ物体（図示せず）の表面に形成される照射環形44を示す。第8図と同じ参照番号が第9図においてもシステムの構成部品を指示するのに使用されている。

【0050】第10図においては、調節可能な幅のスリットを構成する部品が示されており、開口を有するプレート46とこのプレートの前面に配置された2枚の可動プレート48および50からなる。プレート46の開口は参照番号52によって指示されている。プレート46に関するプレート48、50の移動は、明らかなように、スリットの幅に変化を生じさせる。

【0051】第11図は第8図および第9図の円錐素子の屈折原理を取り出してこれを一對の照射領域を生じさせるために採用した（1つの単一寸法ではあるが）ものであり、この一對の照射領域間の距離は単に一方の素子を他方の素子に近づけるまたは離間させることだけで変化できる。凹面プリズム56の平らな表面に入射する平

行な光ビーム54は2つの発散するビーム58および60を形成する。凹面プリズム56の傾斜面と互いに合致する傾斜面と平らな下側面64とを有する相補の凸面プリズム62が凹面プリズム56の下流に配置されている。2つの平行な離間されたビーム66および68が第8図の素子36の平面から光のリングが放射されるのと同じ態様で平らな下側面64から放射される。凹面プリズム56を凸面プリズム62に接近させることによって2つの照射領域70および72は接近し、また遠ざけることによって離れる。

【0052】第8、9および11図のシステムは球形レンズではなくて真直ぐな側面の凹面および真直ぐな側面の凸面素子（すなわち、円錐素子）とU形プリズムではなくてV形プリズム（すなわち、円筒形レンズ）を使用するという点を注意すべきである。第11図の屈折システムはビーム寸法を変化させるが、しかし寸法の変化によってはビームエネルギー密度は実質的に変化しない。一般に、屈折システムはビームに可変寸法の照射されないギャップを形成するのには全く適しているけれど、可変寸法の照射スポットを生じさせるのにはあまり適していない。これはビームエネルギー密度を一定に保持したまま、スポットの寸法を変えることが屈折作用によっては困難なためである。

【0053】第12図は楕円形の穴78（ビームを横切る平面に投射されたときには円形）を有するミラー76に入射する円形ビームが表面82に環形の照射を生じさせる円筒形ビーム80を発生する反射装置を示す。楕円形の穴78に入射する光は84で示すようにこの穴78を通る。ミラー76の代りに異なる寸法の楕円形の穴を有する別のミラーを使用することにより表面82の照射されない領域の寸法が変化できる。

【0054】ミラー76を2つの長方形ミラーと置き換え、これら長方形ミラーを接近または遠ざけて可変幅のスリットを形成し、2つのミラーの相対位置に依存して表面82上に接近したあるいは離れた2つの平行な照射領域を生じさせる一次元のシステムもつくれる。2つのミラー間のギャップに入射する光は中心に開口を有するミラーの場合と同様にこのギャップを通過する。第12図はまた、2つのミラー部分76を2つの長方形ミラーと取れば上記構成を例示するものとみなすことができる。

【0055】第12図に示すようなミラーを含むシステムは穴78を介して表面を照射するのに別の光源が使用できるという点で特に有益である。照射された領域はビーム74の光学路内に位置決めされた半反射性ミラーを使用して見ることができる。このようにして操作者はミラーおよび光学システムの位置および、あるいは表面82の位置を調節してビームの所望とする整列および位置付けを行ない、レーザエネルギーのパルスによる表面の所望のエロージョンを行なうことができる。

【0056】既に述べたように、たとえビームの横断面積が上記したように変化しても、単位面積当りのエネルギーが一定のレーザビームで整形することが好ましい。これを達成するための構成が第13図に概略的に示されており、これはズームレンズ90、絞り92、およびズームレンズ94からなる複合ズームシステムであり、2つのズームレンズ90、94は同時に調節できるように96で結合されている。ズームレンズは無限焦点であることが好ましい。2つのズームレンズ90、94は同時調節のために結合されているので、ズームレンズシステムの調節は第2のズームレンズ94からのレーザビーム出力のエネルギー密度に悪影響を与えない。しかしながら、300mの第2のレンズ94の位置が変化すると、出力ビーム中の絞りの拡大率が変わる。第1のズームレンズ90の調節は出力ビームの寸法に影響を与えないが、ビームのエネルギー密度を一定に保持する必要がある。

【0057】ビーム寸法制御手段の特に好ましい実施例が第14図に示されている。この構成において、平凸レンズ120および平凹レンズ122のような2つのビーム付形素子は平行にされた第1の直径の平行レーザビームを入力として受光し、そして平行にされた第2の直径の平行ビームを出力し、これら入力および出力ビーム間に集束する（または発散する）ビーム部分124を有する光学システムを形成する。

【0058】ビーム付形用窓または開口（あるいはビーム付形用絞り部分）を有する絞り126は集束するビーム部分124にわたってビーム軸線に沿って移動し得る。出力レーザビームの寸法を変えるために、開口（または絞り126の絞り部分）は一定のままであるが、絞り126は2つのレンズ間をビームの軸線方向に移動する。この構成の動作態様についての以下の説明はビームの外周囲を定める開口を有する絞り126に関してである。しかしながら、ビームに減少した（またはゼロの）照射の可変寸法の領域を定める絞り部分を有する絞り126が同等の態様で機能するであろう。絞り126が平凹レンズ122に隣接していると、絞り126の面は集束するビーム部分124と最も小さな直径部分で交差する。かくして、ビームの全部（あるいはかなり多くの部分）が絞り126の開口を通る。この場合のレーザビームの縁部は絞り126がこの位置にあるように第14図に連続する線で示されている。

【0059】しかしながら、絞り126が平凸レンズ120に隣接するように移動されると、第14図に破線で示すように、絞り126の平面は集束するビーム部分126と最も大きな直径の部分において交差する。この位置においては、レーザビームの比較的少ない部分のみが絞り126の開口を通過し、ビームの残りの部分は絞り126に当り、吸収または偏向される。従って、この場合には、絞り126の下流のビームの直径は第14図に破線で示すように小さくされる。すべての場合に絞り1

26の開口を通るビームの中心位置は絞り126の位置または存在によって影響を受けないことは明らかである。従って、絞り126は最終のビームのエネルギー密度に影響を与えないということが理解できる。

【0060】従って、出力レーザービームの寸法は単に絞り126をビーム路に沿って軸線方向に移動させるだけで変化できる。絞り126は開口を通るビーム（またはその一部分）のエネルギー密度に影響を与えないから、出力ビームのエネルギー密度は、その寸法は変化するけれど、一定に保持される。出力ビームの形状は勿論、絞り126の開口の形状によって決定される。第14図においてはビームは2つのレンズ素子120、122間で集束するように図示されているけれど、平凹レンズ素子が平凸レンズ素子の上流にあり、ビームがこれら2つの素子間で発散する場合にもこの構成は全く同等に機能するということは極めて明らかであろう。

【0061】第14図の構成はレーザービームのエネルギー密度および最大幅を一定に全体的に変更する。ある環境においてはこの変更が望ましいかも知れず、あるいは図示の構成の上流のビーム形成用光学装置において補償されるかも知れない。しかしながら、ビームエネルギー密度および最大寸法に全く影響を与えないビーム寸法制御手段を提供することは好都合であるかも知れない。この場合には、第15図に示すような構成が使用できる。この構成においては、平行にされた平行ビームが初めに発散させられ、その後集束させられる。可動開口126は発散ビーム部分128中か、あるいは集束ビーム部分130中に置くことができる。

【0062】第16図は絞り126の開口および絞り部分のある可能な形状を示す。開口は絞り126の物質の一部を表わす影の部分によって取囲まれた透明部分として図示されている。第16図(d)に見られるように、絞り126は開口およびこの開口内に絞り部分を有していてもよい。

【0063】第16図(a)および(b)に示す形状は角膜移植用のベッドを用意するために使用できる。第16図(a)に示す形状はまた、角膜の曲率を減ずるように角膜を整形する際にも使用できる。第16図(c)に示す形状は乱視を矯正するように角膜を整形する際に使用できる。第16図(d)および(e)に示す形状は角膜移植のためにドナー・ボタンを切断するのに使用でき、また角膜の曲率を増大させるように角膜を整形する際にも使用できる。絞り126の開口は光学的開口でよく、必ずしも物理的開口でなくてもよい。すなわち、開口は高度に透明な物質によって形成できる。かくして、絞り126は所望の形状を有する不透明層を透明物体上に配置することによって形成できる。かかる構成は明るい部分が中心の暗い部分を完全に取囲む第16図(d)および(e)に示されているような開口形状および絞り部分を提供することを比較的容易にする。

【0064】理論上は、第13図および第14図に示す構成は、多くの場合に、可変寸法のアイリス絞りと置き換えることができる。しかしながら、アイリス絞りによって定められる形状の範囲は制限され、さらに、アイリス絞りによって定められる開口の形状は通常は、絞りが閉じるまたは開くときに正確に一定にとどまらない。従って、固定絞りの開口の見掛けの寸法の変化が第13図および第14図の場合のように使用される構成が、正確な作業のためには好ましい。

【0065】第1図に示すビーム形成用光学システム12は、レーザー出力ビームが直接使用できる場合には、必ずしも必要ではない。しかしながら、大部分のレーザーの場合には、代表的にはビームの形状を変えるためにある初期のビーム形成操作を行なうことが通常は望ましい。従って、ある形式のレーザーは代表的には長方形（方形）あるいは楕円形断面のビームを発生し（例えばエキシマレーザーは代表的には長方形断面のビームを発生する）、そしてビーム寸法制御手段は方形または円形断面を有するビームを提供することが通常は好ましい。第17図乃至第19図はビーム形成用光学システムの実施例をそれぞれ示す。

【0066】第17図および第18図の構成は円筒形表面のレンズ素子および球形表面のレンズ素子を使用する。これら図面は同じ素子の断面図であるが、直角の方向に見たものであり、従って第17図は断面の側面図とみなすことができ、他方第18図は断面の上面図とみなすことができる。等しくない軸線の横断面を有する平行側面のレーザービームが平面-球形凹面素子132に送給され、この素子132はビームを発散させる。ビームは近傍にある平面-円筒形凸面素子134に当たる。この素子134の円筒軸線は短かい方のビーム横断面軸線の方にあり、従ってこの平面-円筒形凸面素子134はビームのこの軸線には集束作用を行わず、短かい方の軸線のビームはビームが素子134を離れるときに増大し続ける。しかしながら、その円筒形凸面はビームの横断面の長い方の軸線の端部においてビームの縁部を偏向する。

【0067】素子134を離れるときに、ビームは一方方向に発散し続け、短かい方の軸線の長さを増大し、これを横切る方向においては一定にとどまり、その結果ビームの長い方の軸線は変化しないままにある。別の光学素子136が平面-円筒形凸面素子134からのビームの下流に離間されている。この素子136はその上流側の面が円筒形凹面であり、その下流側の面が球形凸面であり、そしてその円筒軸線が素子134の円筒軸線と平行であるのでビームを短かい方の軸線の両端部において集束するように作用し、一方ビームの長い方の軸線の長さには影響を与えない。

【0068】第17図および第18図に示す構成の効果は素子132によって生じるビームの発散に続いてビームが

素子136に達するまでビーム横断面の短かい方の軸線は増大し続け、一方ビーム横断面の長い方の軸線は素子134に到達するまで増大するだけであるということである。このように、短かい方の軸線は長い方の軸線よりも多量に増大され、素子136からのビーム出力は等しい横断面軸線を持つ。

【0069】一方の軸線が他方の軸線より大きく伸長されるビームの横断面軸線の不平等な処置は、ビームがその横断面のあらゆる点において前に均一のエネルギー密度を有していた場合には、エネルギー密度を不均一にしないということに注意すべきである。第19図は等しくない横断面軸線を有するビームが等しい横断面軸線を有するビームに変換することができる他の構成を示す。この構成は平凸面素子140と平凹面素子142とからなる。これら素子の湾曲表面は両方と球形である。しかしながら、これら素子は両方ともそれらの平らな表面がレーザービームの軸線に対して斜めになった状態で整列されており、ビームの一方の軸線に対して他方の軸線に対してよりも大きな影響を与えるようになっている。

【0070】レーザービームをエロージョンされるべき表面に送給するための光学システムは単に、第17および18図（または第19図）のビーム形成用光学装置とこれに続く第13図または第14図に示すようなビーム寸法制御手段とから構成してもよい。しかしながら、光学素子間の、あるいは光学素子とエロージョンされるべき表面との間の比較的長い距離をビームを移動しなければならない場合には、第20図に示すような中継望遠鏡が設けられることが好ましい。かかる望遠鏡は非常に簡易であり、2つの集束レンズ144、146だけでつくることができる。これら望遠鏡は上流の光学素子の出力を下流の光学素子の入力またはエロージョンされるべき表面に映像するように構成される場合に特に有用である。

【0071】ビーム寸法制御手段とエロージョンされるべき表面との間に、ビームの形状を定める開口の像をエロージョンされるべき表面に集束する中継望遠鏡を設けることは特に有益である。これは放射される面積に均一な照射を行なうことを促進し、放射される面積にはっきりした縁部を提供する。開口の像を形成しない場合には、理論的に得られたビーム形状は、ビームが開口から離れて行くときにパッチの縁部に発生する傾向があるフレネル回折フリッジングまたはリングングの影響によってエロージョンされるべき表面において劣化する。開口の像を集束することによって、開口の単一スポットから伝播するすべての光は像の単一スポットに集束され、それによって回折フリッジングまたはリングングを除去できる。

【0072】それ故、目の角膜をエロージョンするためレーザーから発生するエネルギーに対する好ましい光学的送給システムを第21図に示す。この図において、レーザー148からの光はビーム形成用光学システム154を通

り、連結アーム150に入る。このアーム150は光学システムの残部を収容し、かつ所望の形状および寸法のビームを目152の角膜に送給する。

【0073】ビーム形成用光学システム154は第1図の概略構成の光学システム12と同等のものである。代表的には第17図および第18図に示す、あるいは第19図に示すような構成からなる。ビーム形成用光学システム154からビームは第1の中継望遠鏡156に入る。これはビームをビーム寸法制御手段158に送る。図示するように、この制御手段158は第14図に示すようなシステムである。しかしながら、第8図乃至第13図を参照して記載したような種々の他の構成が図示のシステムの代りに使用できる。ビーム寸法制御手段158からのビームを第2の中継望遠鏡160が目152の角膜表面162に送る。

【0074】開口を有する絞り126は角膜表面162の照射面積の寸法を変化させるためにビームに沿って軸線方向に移動されるから、第2の中継望遠鏡160は、この望遠鏡160が固定の焦点長さを有する場合には、絞り126の開口の正確に集束された像を必ずしも提供しない。従って、第15図に示すような構成がビーム寸法制御手段158として使用されるときには、第2の中継望遠鏡160と開口のある絞り126の素子間に歯車接続164を提供することが望ましい。これは絞り126の移動が第2の中継望遠鏡160の素子の適当な対応する移動を生じさせ、角膜表面162に集束した像を保持することを確実にする。これに対し、第2の中継望遠鏡160が平凹面レンズ122を介して絞り126の像を受像する場合には、第2の中継望遠鏡160に対する絞り126の見掛けの位置（すなわち、レンズ素子122によってつくられる虚像の位置）は絞り126の実際の軸線方向の移動よりも軸線方向に非常に少ししか移動しないことになる。その結果、絞り126の移動にともなう第2の中継望遠鏡160の自動調節を可能にすることは必要でないかも知れない。

【0075】上記したように、光学システムを収容するアーム150は連結されている。本発明は目の角膜の表面を整形するのに特に適用できるように記載したけれど、本発明はレーザービームによって除去することができる任意の物体の表面の付形（整形）に等しく適用できるということは理解されよう。かくして、本発明はレンズまたはミラーの表面を整形するために使用でき、あるいは湾曲したまたは平らな物体上の表面被膜に正確に付形された窓を形成するのににも使用できる。第22図は人間の目の角膜を整形する、あるいは潰瘍を角膜からエロージョンする本発明の方法を実行する装置を示す。レーザーおよび関連する制御回路はハウジング170内に含まれている。所望の標準形状および寸法のビームをビーム整形用光学装置に入る前に提供するビーム形成用光学装置もまた、レーザー電源および制御回路と一緒にハウジング



170内に含まれている。

【0076】ビーム横断面にわたり実質的に均一な強さのビームを提供することが重要である。エキシマレーザの出力は第1の横断面軸線にわたっては実質的に均一であるけれど、この第1の軸線を横切る第2の横断面軸線にわたってはビームの縁部において僅かに強さが低下する。それ故、開口がレーザ出力に配置され、ビームの不均等な縁部をマスクし、このマスク形成用光学装置に送られたビームは実質的に均一な横断面を有する。レーザビームはハウジング170から垂直方向に放射され、連結アームに対する支持体172に入る。アームの第1のセクション174は1つの自由度を有するだけのジョイントを介して支持体172に関して駆動する。アームの第2のセクションは2つの自由度を有するジョイント180によって結合された第1のセクション174に対し直角な方向に延在する。ジョイント176は支持体172内からの光を第1のセクション174に沿って反射するための単一の平面ミラー（図示せず）を含む。

【0077】第22図中の拡大図は上部から見たジョイント180の部分を示す。2つのアームセクション174および178はカップリング182によって結合されている。カップリング182は各アームセクションに関してその軸線のまわりに回転するように構成されている。2つの固定の平面ミラー184、186がカップリング182内で第1のアームセクション174の軸線に平行な光を、アームセクションに関するカップリング182の角度位置に関係なく、第2のアームセクション178の軸線に沿うように反射するように配置されている。この機能のために、各アームの回転軸線がそれぞれのミラーの中心領域を通り、ミラー184、186が、それぞれのアームセクションの軸線に沿って一方に入射する光を他方のミラーに反射してアームセクションの軸線に沿って反射されるように互いに位置付けることが重要である。同様に、3つの自由度を有するナックルジョイント188は3つの平面ミラーを有し、アームセクション178からナックルジョイントを介して接眼レンズ190に光が通ることを可能にする。

【0078】第1のアームセクション174は第21図の第1の中継望遠鏡156を含む。第2のアームセクション178は第21図のビーム寸法制御手段158および第2の中継望遠鏡160を含む。ビーム寸法制御手段158はぎざ付きリング194を有するアーム192の幅広部分に収容されている。このリング194の回転によりビーム寸法制御手段158はビーム寸法を変化させるように作動される。ぎざ付きリング194はモータ196によって駆動され、従って遠隔で、および、あるいは自動的に作動できる。アームおよび終端ナックルの連結ジョイントは接眼レンズ190が正しい位置に容易に操作され、頭が198で示されている患者の目に関して配向されることを可能にする。

【0079】第22図に示すように、患者は顔を上側にして手術テーブル200上に横たわっている。手術テーブル200は患者の頭を垂直方向に移動しないように支持する。所望ならば、側部支持体202、204を頭の横方向への移動を抑制するために用意してもよい。

【0080】連結されたアームセクション174、178は米国ミシガン州のブルームフィールド・ヒルのレーザ・メカニズムズから入手できる標準のレーザアームを好便に変形したものである。このアームはビーム寸法制御手段および中継望遠鏡を組み込むために変形されねばならず、また、アームのジョイントに設けられたミラーのあるものを取替える必要があるかも知れない。しかしながら、元のミラーあるいは元のミラーの取付具に取付けられた別のミラーを使用することによって、アームのジョイントにおける反射が第21図に示した素子によって提供されるビーム光学装置を変更しないことを確実にすることができる。

【0081】使用時に、この装置は患者の目に供給されるべき窒素ガス源および患者の目の上に接眼レンズをクランプするように吸引を行なうための吸引手段とともに使用される。これらは両方ともハウジング170内に位置付けされている。窒素はまた、ArFレーザの場合にレーザ波長に不透明なガスのアームを追い払うためにも使用できる。このアームはまた、目に窒素を送給するためにも使用できる。

【0082】接眼レンズは第23図では拡大されて示されており、弾性的に変形可能な、ゴムあるいはプラスチックのような可撓性物質よりなるカップ206を含み、眼球の上に配置されたときに排気されてクランプする。接眼レンズ190は半反射性ミラー208を有する窓を含み、この窓を介して目は外科用顕微鏡210を使用して観察できる。この顕微鏡210は任意の好便な手段によりミラーの上に支持されている。外科用顕微鏡210は接眼レンズ190に接続してもよいが、しかしより一般的には接眼レンズから分離され、天井からのアーム（図示せず）によって、あるいはカンチレバー（図示せず）によって支持される。

【0083】恐らくナックルジョイント188内の別のミラー（図示せず）がプロヒロメータ（側面計）または角膜計のような自動測定装置212の同時の接続を可能にする。測定装置212の出力はライン214を介してコンピュータ（図示せず）に接続される。コンピュータはレーザの動作を制御して所望の角膜の形状を得るように調節される。

【0084】かくして、所望の角膜の形状は最初にコンピュータに入力され、動作中にコンピュータに提供された角膜の形状の測定値が所望の最終形状への進行を指示するのに使用され、コンピュータはレーザシステムに制御信号を出力する。コンピュータはマイクロプロセッサに基づいたものであり、かつハウジング170内に少な

くとも一部分が位置付けできることが好ましい。整形用レーザ放射線の波長は重要であり、代表的には193nmの程度である。勿論、157nm（フッ素レーザに対して）まで下側のより短い波長あるいは15 $\mu$ mまでのより長い波長も使用できる。主として問題の波長に関して、十分なレーザエネルギーが角膜の下側に浸透して細胞組織を損傷させないようにすることが重要である。従って、300nm乃至1400nmの範囲は目の下側の細胞組織がこれら波長によって簡単に損傷を受けるので、さけるべきである。

【0085】再び第23図を参照すると、吸引カップ206は目216の強膜上に嵌合し、角膜表面218を邪魔しない状態にしている。可撓管220がカップ206を真空吸引し、カップを適所に保持するのに十分な力で、しかし角膜の形状を歪ませない力で目にカップをクランプするようにしている。第23図に示すように、ミラー208はレーザの光学システムが患者から横方向に延在することを可能にし、ナックルジョイント188は接眼レンズのハウジングの端面222に固定される。別の方法として、ミラー208を除去し、光学システムを患者から前方へ真直ぐに延在させてもよい。さらに別の方法として、第23図に示したのと同様のミラーユニット（図示せず）が使用できるが、しかし角膜表面218と整列される2つの光学システムが接続できるようにする半反射性または波長選択性ミラーを有する。この構成は操作者が使用する顕微鏡または他の観察装置、あるいは自動角膜計の他にレーザからの光学システムが接続されることを可能にする。

【0086】第22図および第23図の装置を使用する第1の方法においては自動フィードバック制御は存在せず、ライン214は必要とされない。この方法における測定装置214は「写真角膜鏡」あるいは「コーニアスコープ」のような商業的に入手できる角膜計である。これら装置は角膜表面にパターン、通常は同心のリング、の像を形成するように働く。この方法で使用される角膜計は角膜の中心部分に映像される線の数を増大させるように僅かに変更されることが好ましく、従って中心部分の曲率に関する入手情報の量を増大させることが好ましい。この方法では、角膜計212は図示するようにナックルジョイント188に接続しても、あるいは必要なときに外科用顕微鏡210に対して図示した位置を占有するように移動可能であってもよく、操作者が必要な場合に角膜計212または顕微鏡210をその位置に移動できるようにしてもよい。

【0087】吸引カップ206は通常、初めに患者の目216に取付けられ、その後接眼レンズのハウジング190に取付けられる。次に、窒素供給源が作動される。角膜計212は吸引カップが角膜の形状に影響を与えないことをチェックするために使用される。目の可視検査が顕微鏡を用いて行なわれることが好ましい。次に、ビ

ーム寸法制御手段がぎざ付きリング194を介して作動され、ビームによる角膜への照射の所望の面積を選択する。レーザがオンとなり、好ましくは、5Hzのような比較的遅いパルス速度で動作するように設定される。所定の時間、通常は30秒またはこれより短い時間の経過後、レーザはオフとなり、ビーム寸法制御手段158は放射のための異なる面積を定めるように調節され、レーザが再びオンになる。このプロセスは角膜の所定の面積の一連の露光が所定のパルス数となるように繰返される。明らかなように、面積の寸法および形状とパルスの数の選択は角膜に実行される整形の性質を決定する。

【0088】パラメータは角膜の整形に対する所望の最終補正の75%を行なうように選択される。角膜は角膜計212を使用して再び測定され、なされるべき残りの正確な補正が決定される。レーザ装置が今記載したのと同じ態様で再び作動され、パラメータはなされるべき残りの補正の75%を行なうように選択される。このプロセスはなされるべき残りの補正が許容限界内にあるとみなされるまで繰返される。この連続する近似プロセスは比較的ゆっくりであり、操作者に不満を与えるが、レーザを制御するのにフィードバック制御回路を必要としないという利点がある。

【0089】一定周波数のパルス速度が使用される場合には、露光当りのパルスの数は時間に比例し、所定数のパルスが角膜によって受光されたことを確実にするのに単に各露光の継続時間を測定するだけで十分であるということとは理解されよう。この方法の変形例では、ビーム寸法制御手段158のぎざ付きリング194はモータ駆動され、モータ196およびレーザの両方がハウジング170内に位置付けされたマイクロプロセッサの制御下にある。この場合に、マイクロプロセッサはレーザをオン、オフする手続きおよびビーム寸法制御手段158を調節する手続きを実行する。より好ましくは、レーザは連続的にパルス化され、一方マイクロプロセッサはビーム寸法制御手段158を所定の時間—ビーム寸法曲線に従うように調節する。これはレーザがパルス化されている間、ビーム寸法が連続的に調節される周期を含んでもよい。放射される領域と放射されない領域との境界が角膜の表面上を比較的滑らかに移動するビーム寸法制御手段の連続する調節は表面を比較的滑らかに整形する。

【0090】時間—ビーム寸法曲線は上記したように所望の最終補正の75%を行なうようにレーザのパルス速度、ビーム波長および強さに関して選択される。レーザの厳密な制御が必要である。この目的のため、第1図に示すようにレーザエネルギーのパルスを受けている表面の光学的または他の検査からの情報を受信するフィードバック装置86が用意されている。フィードバック路88はレーザ10を制御するための制御回路22と連通している。従って、例えば、レーザによって供給されるパルスの実際の継続時間および振幅は各パルスによって所望

の度合の表面のエロージョンが生じるように調整できる。過度のエロージョンの場合には、引続くパルスは相対的に減ぜられるかまたは禁止される。好都合にも、警報装置（図示せず）がフィードバック装置86とともに用意されており、整形の予期しないエロージョンが生じる場合にはこの装置86のそれ以上の動作を禁止し、そして誤り状態を指示する。

【0091】第24図はフィードバック制御動作中の制御回路22の動作のフローチャートである。制御回路22はマイクロプロセッサまたはマイクロコンピュータによって少なくとも一部分は提供されることが好ましい。

【0092】第22図および第23図の装置を使用する第2の方法においては、レーザのフィードバック制御およびその光学システムが用意されている。角膜計212は第22図に示すように接続されており、ライン214は角膜計212の出力をハウジング170内のコンピュータに供給するように接続され、かつ使用される。再び、角膜計212は角膜の中心領域における曲率に関する情報を最も通常の角膜計によって提供されるよりも多く提供するように構成されている。角膜に関する角膜計出力はライン214を介してコンピュータに出力される前に機械読取り可能な形式に変換される。この方法で使用される装置においては、ビーム寸法制御手段158のぎざ付きリング194はモータ駆動され、駆動モータ196はコンピュータによって制御される。

【0093】吸引カップ206および接眼レンズは第1の方法のように取付けられ、窒素ガス流が流れ始める。ライン214からの入力コンピュータに角膜の現在の形状を計算させる。操作者はキーボード（図示せず）により所望の最終形状を入力し、これはコンピュータのメモリ装置（RAM）に記憶される。コンピュータは現在の形状と所望の最終形状との差を計算し、かつ角膜上の一連の点のそれぞれにおいて必要なエロージョンの深さを計算する。得られるエロージョンの深さは供給されるレーザパルスの数に直接関係するから、コンピュータは各点に供給されるべきであるパルスの数を計算する。しかしながら、コンピュータプログラムはコンピュータによって計算されたパルスの数が、使用するレーザビームの強さおよび波長が与えられている場合に、所望の形状を達成するのに実際に必要とするパルスの数の75%だけであるように設計されている。

【0094】各点で必要なパルスの数から、コンピュータはどの一連の放射面積が各面積に対して必要な放射のパルス数とともに必要であるかを計算する。これは角膜の隣接する点に対して必要なパルスの数の差に基づいて計算される。かくして、1つの面積が他の面積より多い100のパルスを必要とする場合には、コンピュータによって取り出された一連の放射面積は第1の点をカバーするが第2の点をカバーしない、かつ100のパルスを放射される面積を含む筈である。

【0095】コンピュータが放射シーケンスを決定すると、コンピュータは測定された現在の角膜の形状、必要とする計算された補正、および計算された放射シーケンスをプリンタまたはディスプレイを介して出力する。これらは手術を監督する外科医によって検討され、確認される。コンピュータ出力が確認された後、操作者は放射シーケンスを開始する信号をコンピュータに入力する。コンピュータはモータ196を駆動して放射の面積をシーケンスの最初の面積に設定する。レーザが作動される。コンピュータコントロールは代表的には50Hzであるより早いレーザパルス速度が使用されるようにする。

【0096】コンピュータは放射軸線のシーケンスから連続する時間一ビーム寸法曲線を計算し、第1の方法に関して記憶したように、それによってモータ196を駆動することが好ましい。放射シーケンスの終りに、コンピュータは角膜計212からの入力を使用して新しい角膜の形状および今必要な補正を計算する。すべてが計画に従って行なわれている場合には、前に計算した補正の75%が行なわれる。コンピュータは、必要な計算された補正が所定の許容限界内に入るまで上記したプロセス（その計算を出力し、操作者からの確認を待つことを含む）を繰返す。

【0097】角膜計はコンピュータにより連続的に監視されることが好ましく、その結果任意の時間に過度のエロージョンが生じた場合には、これは検出され、レーザは自動的にオフとなる。

【0098】角膜計入力が連続的に監視される場合には、コンピュータは放射シーケンスを計算して単一の放射シーケンスにおいてなされるべき完全な補正を実行し、それによってレーザおよびビーム寸法を制御し、角膜計入力は放射シーケンスを進行している間に再び計算し、補正する。この場合に、コンピュータは初めに投影される時間一ビーム寸法曲線を計算する。しかしながら、エロージョン中の角膜計入力が、任意の点におけるエロージョンの深さが予期される量より多いまたは少ないということを示す場合には、時間一ビーム寸法曲線が適当な面積に供給されるパルスの数を減少または増加するように再び計算され、予期された量のエロージョンからのずれを補正する。

【0099】角膜潰瘍を除去する場合には、この装置の動作方法は同じであるけれど、エロージョンの物体は最小限の整形により潰瘍細胞を除去するべきである。従って、レーザエネルギーのパルスの寸法、形状および数がその目的で制御され、ビームの寸法および形状はすべてのパルスに対して一定にとどまる。本発明の原理は種々の実験によってテストされた。

【0100】1つの実験においては、6乃至10の豚または提供者の目のバッチが変化する面積の放射でエロージョンされ、角膜の整形（付形）を行なった。かかる実

験において、目は第22図に示す装置の接眼レンズ190の出口開口に置かれた(吸引カップあるいは測定装置212なしに)。ビーム寸法制御手段は大きな放射面積および5Hzのパルス化レーザービームを30秒の間提供するように設定された。その後ビーム寸法制御手段は僅かに減少した放射面積を提供するように調節され、レーザーは5Hzでさらに30秒の間パルス化された。放射面積が再び減少され、この手順は増大する深さのエロージョンの同心のリングを提供するように繰返された。

【0101】目は電子顕微鏡検査を行なうために化学的に固定された。電子顕微鏡による検査の結果、角膜基質の表面に一連の段部があることが分った。別のケースでは、異なるパルスエネルギー密度を使用したので、段部の高さが変化した。段部の高さは25乃至1000nmの範囲であった。驚いたことに、パルス当りエロージョンされた角膜基質の深さは上側の上皮層がレーザーによって除去されたか、またはレーザーを使用する前に他の手段によって除去されたかに依存して変化するということが見出された。上皮を除去するのにレーザーが使用された場合には、角膜基質のエロージョンされた深さは大きかった。この理由は明らかではないが、しかし涙の膜の作用を包含するものと思われる。

【0102】第22図の接眼レンズもまた、それに接続されたかつ目に取付けられた吸引カップ206と一緒にテストされた。これらテストはうさぎおよび提供者の目について、ならびにゼラチンからつくった見せかけの目について行なわれた。これらテストにおいては低い放射強度のみが使用され、実験的削摩を含まなかった。

【0103】提案した方法が医学上の用途に適しているということを保証するために、目の治ゆをテストする実験が猿について行なわれた。これら実験において、放射面積は一定に保持され、3mmの直径の円筒形凹部が生きている猿の目に種々の深さに研削された。6ヶ月後、2匹の猿が臨床技術を用いて検査された。4つの凹部のうち3つは透明であった。第4の凹部(最も深い70~100μmの深さのもの)は不透明ではなくて僅かに輝きがあった。

【0104】電子顕微鏡検査は、透明な目は角膜基質の乱れが最小限でありかつ凹部の面積をおおう上皮が良好に再成長しているのが治ゆしているということを示した。上皮は良好に固着しかつしっかりと配向された基部膜を有していた。この場合の基部膜は再成長上皮の細胞によって下側に置かれており、この細胞はまた、レーザーによって角膜表面に形成された擬似膜を破壊していた。その上、基質の新しい表面はボーマン(Bowman)の膜のような構造体を形成するように再構成されていた。これら実験を繰返すのに有用な背景情報はマーシャル等の「ホトアブレイティブ・リプロファイリング・オブ・ザ・コーニア・ユースング・エキシマ・レーザー: ホトリフラクティブ・ケラテクトミィ」レーザー・イン・

オフサルモロジィ, 1986年第1巻第21頁~第48頁に見出すことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による凸状湾曲物体の表面を整形する方法を実施するための装置の概略構成図である。

【図2】一連のパルスにより表面の削摩がどのようにして生じるかを示す概略図である。

【図3】パルスを供給する面積の寸法を変えることによって異なる形状が得られることを示す概略図である。

【図4】表面の曲率を減少させるのに必要な一連の段階を示す概略図である。

【図5】表面の曲率を増大させるために一連の段階においてパルスにさらされなければならない面積を示す概略図である。

【図6】表面の円筒形曲率を減少させる照射面積を段階的に示す概略図である。

【図7】表面の円筒形曲率を増大させる照射面積を段階的に示す概略図である。

【図8】環形の照射が得られる構成を示す概略図である。

【図9】図8に示す素子の斜視図である。

【図10】調節可能な幅のスリットを生じさせる構成を示す概略図である。

【図11】図9に示す装置の変形例を示す斜視図である。

【図12】図10のスリットとは反対のスリットを生じさせるのに使用できる45度のミラー構成を示す概略図である。

【図13】一定エネルギー密度の可変寸法スポットを生じさせる構成を示す概略図である。

【図14】一定エネルギー密度の可変寸法のスポットを生じさせる他の構成を示す概略図である。

【図15】図14の構成を組み込んだ他の構成を示す概略図である。

【図16】図14の構成に使用する4つの開口の形状を示す概略図である。

【図17】ビーム形成用光学システムの断面図である。

【図18】図17の光学システムを別の方向から見た断面図である。

【図19】他のビーム形成用光学システムの断面図である。

【図20】中継望遠鏡の断面図である。

【図21】レーザーから目の角膜への光学システムを示す概略図である。

【図22】測定および整形用のレーザー装置を示す構成図である。

【図23】吸引カップと光学システムの下流の端部の構成図である。

【図24】フィードバック制御回路の動作を説明するフローチャートである。

## 【符号の説明】

10 レーザ	18 開口
12 ビーム形成用光学システム	20 電源ユニット
16 物体	22 制御回路
	86 フィードバック装置

## 【手続補正書】

【提出日】平成5年6月23日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】 表面でパルスが吸収されて光学的切除をなしうるエネルギーレベルのレーザ光の前記パルスを、ビーム路に沿って生成するレーザ手段と、前記表面を前記レーザ手段に対して位置せしめるための支持手段と、

開口をもち、パルスレーザのエネルギーが送給される表面の照射面積の大きさを光学的に変化させるための光学的手段を含む、前記レーザビーム路に沿って配置されたビーム面積制御手段と、

表面上に前記開口の像を形成するための像形成手段と、を備えたことを特徴とする表面をエロージョン（*erosion*：削摩）するためのレーザシステム。

【請求項2】 前記パルスが送給される表面の領域の形状を変化させるための光学的なビーム賦形手段をさらに備えた特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項3】 前記レーザ手段がパルス化されるエキシマレーザ手段である特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項4】 前記ビーム面積制御手段が、さらに、前記レーザ手段によって提供されるレーザビームを受け入れ、開口（*aperture*）を通して通過せしめることによってビームを賦形するビーム賦形手段であって、レーザビームのほぼ光学軸に配置され、前記光学軸に沿って移動して開口を通して通過するビームの横断面領域を変化させるビーム賦形手段を備えている、特許請求の範囲第1項記載のレーザシステム。

【請求項5】 前記ビーム賦形手段の開口の像をエロージョンされるべき表面に焦点合わせするための焦点合わせ手段を、さらに備えた特許請求の範囲第4項記載のレーザシステム。

【請求項6】 対象物の表面への光路に沿って光学的切除をなすパルスレーザエネルギーのビームを送給するように動作するレーザ手段に対して、該表面を位置せしめる段階と、前記光路に沿って配置された開口と調節手段とをもつビーム面積制御手段を動作して光学的に前記ビームを制御

して、各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持しながら、該表面に可変の横断面領域のパルスレーザのエネルギーを送給する段階と、前記ビーム面積制御手段の開口の像を前記表面上に形成する段階と、を備えたことを特徴とし、

それにより各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザビームが照射される面積の大きさにかかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、レーザエネルギーにより人間以外の対象物の表面をエロージョンする方法。

【請求項7】 前記パルスが送給される該表面の領域の形状が制御下で調節され、それによってパルスによりエロージョンされる領域の形状を選択するようにした特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項8】 前記パルスによりエロージョンされるべき領域の面積が前記レーザを動作させる段階の間で制御下において変化せしめられる特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項9】 前記エロージョンされるべき領域の面積を調節する段階に続いて、エロージョンされるべき前記領域の面積が前記レーザを動作させる段階の間に実質的に一定に保持される特許請求の範囲第6項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項10】 表面をエロージョンし、それによって表面を形状付け、あるいは再成形するレーザシステムであって、

エロージョンされるべき表面を光学軸に対して位置せしめる、あるいは逆に、光学軸をエロージョンされるべき表面に対して位置せしめる、支持手段と、レーザ光源からのエネルギーを前記光学軸に沿って表面に伝達するためのビーム送給システムと、

表面に適応されるレーザパルスのエネルギーを生成するための、レーザ光源、電源、および関連する制御回路と、

各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定保持しながら、パルスレーザのエネルギーが適応される表面の面積の大きさを光学的に制御するための光学的制御手段を備え、それによって、表面の選択された範囲の切除を大きくあるいは小さくし、開口を持ちレーザパルスのエネルギーが送給される表面上の照射面積の大きさを光学的に変化するための光学的手段を有する、

前記光学軸に沿って配置されたビーム面積制御手段と、表面上の前記開口の像を形成するための像形成手段と、を備えたことを特徴とし、  
そのために各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザービームが照射される面積の大きさにかかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、  
表面をエロージョンするレーザーシステム。

【請求項11】 光学素子の表面形状の関数であるパラメータを測定するための測定装置と、  
前記パラメータに対する所望の値を定義する入力を受信する手段と、  
前記パラメータの測定値と前記所望の値とを比較して、それによって、フィードバック信号を導き出す比較手段と、  
制御信号生成回路手段であって、前記比較手段から得られたフィードバック信号から、レーザー制御信号を生成し、前記制御信号が前記パルスレーザーが適応される表面の領域を決定することを可能とし、それによって、光学素子のパラメータの所望する値を得る、前記制御信号生成回路手段と、  
をさらに備えた、前記表面が光学素子の表面であるときに使用される特許請求の範囲第10項記載のレーザーシステム。

【請求項12】 前記表面に適応されるパルスレーザーのエネルギー密度が角膜組織に切除のためのしきい値以上であり、角膜組織の切除の飽和レベルより実質的に高い特許請求の範囲第10項記載のレーザーシステム。

【請求項13】 前記ビーム送給システムが平凹光学素子を備え、それによりビーム部分が広がり、ビーム強度が減少した中間領域を残す特許請求の範囲第10項記載のレーザーシステム。

【請求項14】 前記ビーム面積制御手段が上流および下流に第1および第2のズームシステムを備えた光学絞りを含み、前記ズームシステムが同時の調節のために結合されている特許請求の範囲第10項記載のレーザーシステム。

【請求項15】 対象物の表面を、パルスレーザーのエネルギーを表面へ送給するように動作するレーザー源に対して位置せしめる段階と、  
レーザー源が光路に沿ってパルス送出し、そのレーザー光が対象物の表面に照射される段階と、  
前記光路に沿って配置された開口と調節手段とをもつビーム面積制御手段を動作して、光学的に前記ビームを制御して各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持しながら、該表面に可変の横断面領域のパルスレーザーのエネルギーを送給し、それによって、各パルスに対して単位面積当たりのエネルギーを実質的に一定に保持すると同時に、表面の領域をより広いあるいはより狭い範囲で選択的に露光し、表面の所望す

るエロージョン成形を達成する段階と、  
前記ビーム面積制御手段の開口の像を表面上に形成する段階と、  
を備えたことを特徴とし、  
それにより各パルスに対して単位面積当たり実質的に一定のエネルギーをもつレーザービームが照射される面積の大きさにかかわらずそして前記面積の縁を変質せずに発生される、  
人間以外の対象物の表面をエロージョンする方法。

【請求項16】 対象物の表面に照射されるレーザーエネルギーが表面を形成する物質によって吸収されて、吸収されずに残留して表面の下に物質を貫通し影響を及ぼす僅かのエネルギーしか存在しないように、あるいはそのようなエネルギーが全く存在しないように、レーザーの波長が選択された特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項17】 パルスエネルギーが表面の選択された重複する範囲に指向せしめられ、それによって、ある時間期間が経過するまで、表面の異なった範囲がレーザー源から異なったエネルギー量で露光され、表面に差分的なエロージョンを生成する特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項18】 表面に放射されるパルスレーザーのエネルギー密度が、切除のためのしきい値よりも大きく、対象物の物質の切除のための飽和レベルより実質的に大きくない特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項19】 エロージョンプロセス中に、ガス流が表面に導入されてレーザービームと表面との相互作用から生じる残渣を除去する段階をさらに備えた特許請求の範囲第15項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項20】 前記ガスが窒素である特許請求の範囲第19項記載の表面をエロージョンする方法。

【請求項21】 眼の角膜の薄い表面層でパルスが吸収されて光学的切除をなすエネルギーレベルのレーザー光の前記パルスのビームを、光路に沿って生成するレーザー手段と、  
前記眼を前記レーザー手段に対して位置せしめるための支持手段と、  
開口と、パルスレーザーのエネルギーが送給される表面上の照射される領域の大きさを光学的に変化させるためのビームを形成する光学的手段とを含む、前記レーザービーム光路に沿って配置されたビーム面積制御手段と、  
前記開口の像を前記表面上に形成するための像形成手段と、  
を備えたことを特徴とする眼の角膜の表面を変形させるための角膜再成形システム。

【請求項22】 前記レーザー手段が波長193nmの紫外線レーザー光のパルスを生成するエキシマレーザー手段である特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

ム。

【請求項23】 前記レーザ手段が0.1～1.0ジュール/cm<sup>2</sup>の範囲のエネルギーレベルのレーザ光のパルス生成する特許請求の範囲第22項記載の角膜再成形システム。

【請求項24】 前記眼の前記レーザ手段に対して位置せしめるための支持手段が、さらに、前記眼を固定することができる真空クランプを備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項25】 前記ビームを形成する光学的手段が、さらに、複合のズームレンズ配列を備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項26】 前記ビームを形成する光学的手段が、さらに、相補的な円錐形のレンズを備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項27】 前記ビームを形成する光学的手段が、

さらに、相補的な鏡状の表面を備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項28】 レーザ光に露光される表面を検査し、前記表面の検査にตอบสนองしてレーザ手段に制御信号を生成するためのフィードバック監視手段をさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項29】 最初に、所望する最終的な形状が入力され、また、処理中に、それまでに達成された再成形の範囲に関する測定されたデータが入力され、そして、少なくともレーザ手段を制御する制御信号を出力する、マイクロプロセッサをさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

【請求項30】 切除処理中に残渣を除去するために角膜表面にガス流を導入する手段をさらに備えた特許請求の範囲第21項記載の角膜再成形システム。

---

フロントページの続き

(72)発明者 アントニ・ラベル・レイブン  
イギリス国ハートフォードシャー、ロイス  
トン、メルボルン、チャペル・レイン  
ジ・オールド・オーチャード(番地なし)

(72)発明者 ウォルタ・ティー・ウェルフォード  
イギリス国ロンドン、チスウィック・ロード、8  
(72)発明者 カレン・マーガレット・モントゴメリー  
ネス  
イギリス国ハートフォードシャー、ロイス  
トン、メルバーン、ルセットウェイ3